

**Methodenkritische Untersuchungen zur
Abrasionssimulation von Kompositen**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von Maja Gnauck
geboren am 15.05.1977 in Karl-Marx-Stadt

Gutachter

1. Univ.-Prof. D. Welker
2. Univ.-Prof. E. Glockmann
3. Univ.-Prof. B. Reitemeier

Tag der öffentlichen Verteidigung: 04.10.2005

Abkürzungsverzeichnis

AD	Admira
AG	AlMg-Legierung
AL	Alert
AM	Amalgam
AT	Arabesk Top
Bis-EMA	Bisphenol-A-Polyethylen-Glycoldiether-Dimethacrylat (lt. Herstellerangabe)
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylether
DE	Definite
DIN	Deutsche Industrienorm
EBADMA	Ethoxylated bis-phenol-A-dimethacrylate (engl.)
EDTA	ethylene diamine tetraacetic acid (engl.), Äthylendiamintetraessigsäure (deutsch)
EN	Europäische Norm
ES	Estenia
Gew.-%	Gewichtsprozent
HD	humanes Dentin
HE	Herculite XRV
HS	humaner Schmelz
HV	Mikrohärte nach Vickers
Masse%	Masseprozent
NaOCL	Natriumhypochlorid
p	Signifikanzniveau
P11	Pertac II
P4	Point 4
PC	Prodigy Condensable
R _a	mittlere Rautiefe / Mittenrauwert [μm]
REM	Rasterelektronenmikroskop
RD	bovines Dentin
RS	boviner Schmelz
s	Standardabweichung
S2	Solitaire 2
SU	Superlux
SF	SureFil
TC	Tetric Ceram
TEDMA	ist nach Firmenaussage mit TEGDMA identisch
TEGDMA	Triethylen-glykol-dimethacrylat
THFMA	Tetrahydrofuran-methacrylat
UDMA	Urethan-Dimethacrylat
Vol.-%	Volumenprozent
x	Mittelwert
Z1	Z 100
Z2	Filtek Z 250

1	Inhaltsverzeichnis	
		Seite
	Abkürzungsverzeichnis	
1	Inhaltsverzeichnis	1
2	Zusammenfassung	5
3	Einleitung	7
3.1	Verschleiß und Bedeutung der Verschleißsimulation	7
3.1.1	Begriffsklärungen	9
3.1.2	Test-Methoden	12
3.1.2.1	In vivo-Methoden	13
3.1.2.2	In vitro-Methoden	14
	2-Medien-Abrasion	15
	3-Medien-Abrasion	16
	Die ACTA-Methode	17
4	Ziele der Arbeit	20
5	Methodik	22
5.1	Untersuchte Werkstoffe und ihre Zubereitung	22
5.1.1	Komposite	22
5.1.1.1	Photopolymerisierende Füllungskomposite	22
5.1.1.2	Ormocerhaltige Komposite	26
5.1.1.3	Verblendkomposit	26
5.1.1.4	Temporärer Kronen- und Brückenkunststoff	27
5.1.2	Vergleichswerkstoffe	27
5.1.3	Zwischenmedien	28
5.1.4	Antagonistenräder	30
5.2	Herstellung der Prüfkörper	31
5.2.1	Prüfkörper für die Untersuchung der Abrasionsfestigkeit	31
5.2.2	Prüfkörper für die Untersuchung der Bürstenabrasion	32
5.2.3	Prüfkörper für die Untersuchung von Biegefestigkeit und Mikrohärte	32

5.3	Untersuchungs-Methoden	32
5.3.1	3-Medien-Abrasion	32
5.3.2	Bestimmung von Kerbenfläche und –tiefe des Antagonistenrades	33
5.3.3	Bürstenabrasion	35
5.3.4	Biegefestigkeit	36
5.3.5	Mikrohärte nach Vickers	36
5.4	Mathematisch-statistische Auswertung	36
6	Ergebnisse	37
6.1	Biegefestigkeit	37
6.2	Mikrohärte nach Vickers	38
6.3	Oberflächenrauigkeit	40
6.3.1	Oberflächenrauigkeit nach Politur und Zahnbürstenabrasion	40
6.3.2	Oberflächenrauigkeit nach Abrasion mit der ACTA-Methode	42
6.4	3-Medien-Abrasion	43
6.4.1	Einfluss des Zwischenmediums auf die Abrasion	43
6.4.2	Einfluss der Räderbestückung auf die Abrasion	46
6.4.2.1	Komposite ohne Referenzwerkstoff auf dem Probenrad	46
6.4.2.2	Komposite, Amalgam und humane Zahnhartsubstanz auf dem Probenrad	46
6.4.2.3	Jeweils ein Komposit pro Probenrad	48
6.4.2.4	Komposite mit Amalgam sowie humaner und boviner Zahnhartsubstanz auf dem Probenrad	49
6.4.2.5	Komposite mit AlMg-Legierung als Vergleichswerkstoff auf dem Probenrad	50
6.4.3	Einfluss des Antagonistenrades auf die Abrasion sowie Veränderungen am Antagonistenrad	51
6.4.3.1	Titan als Material für das Antagonistenrad	51
6.4.3.2	V ₂ A-Stahl ungehärtet und gehärtet als Material für das Antagonistenrad	52
6.4.3.3	Veränderungen am Antagonistenrad	54
	Kerbentiefe	54
	Kerbenfläche	56
6.4.4	Einfluss der Zyklenzahl auf die Abrasion	57

7	Diskussion	59
7.1	3-Medien-Abrasion	59
7.1.1	Einfluss des Zwischenmediums auf die Abrasion	59
7.1.2	Einfluss der Räderbestückung auf die Abrasion	62
7.1.3	Einfluss des Antagonistenrades auf die Abrasion sowie Veränderungen am Antagonistenrad	62
7.1.4	Abrasionsfestigkeit	64
7.1.4.1	Abrasionsfestigkeit ausgewählter Komposite	64
7.1.4.2	Abrasionsfestigkeit von Zahnhartsubstanz	70
	Humane Zahnhartsubstanz	70
	Bovine Zahnhartsubstanz	72
7.1.4.3	Abrasionsfestigkeit von Vergleichswerkstoffen	73
	Amalgam	73
	AlMg-Legierung	75
7.1.5	Einfluss der Bestandteile von Kompositen auf deren Eigenschaften sowie die Korrelation von mechanischer Charakteristik und Abrasionsfestigkeit	76
7.1.5.1	Einfluss der organischen Matrix	76
7.1.5.2	Einfluss des Füllstoffes	77
7.1.5.3	Einfluss des Verbundes	77
7.1.5.4	Korrelation von mechanischer Charakteristik und Abrasionsfestigkeit	78
7.2	Oberflächenrauigkeit	79
7.2.1	Oberflächenrauigkeit verschiedener Abrasionsmethoden	86
7.3	Biegefestigkeit	87
7.4	Mikrohärte nach Vickers	90
8	Schlussfolgerungen	92
9	Literatur- und Quellenverzeichnis	94
10	Anhang	102
10.1	Tabellenanhang	102
10.1.1	Biegefestigkeit	102
10.1.2	Mikrohärte nach Vickers	102

10.1.3	Oberflächenrauigkeit	103
10.1.3.1	Oberflächenrauigkeit nach Politur und Bürstenabrasion	103
10.1.3.2	Oberflächenrauigkeit nach Abrasion mit der ACTA-Methode	105
10.1.4	3-Medien-Abrasion	106
10.1.4.1	Einfluss des Zwischenmediums auf die Abrasion	106
10.1.4.2	Einfluss der Räderbestückung auf die Abrasion	111
	Komposite ohne Referenzwerkstoff auf dem Probenrad	111
	Komposite, Amalgam und humane Zahnhartsubstanz auf dem Probenrad	111
	Jeweils ein Komposit pro Probenrad	112
	Komposite mit Amalgam sowie humaner und boviner Zahnhartsubstanz auf dem Probenrad	114
	Komposite mit AlMg-Legierung als Vergleichswerkstoff auf dem Probenrad	115
10.1.4.3	Einfluss des Antagonistenrades auf die Abrasion sowie Veränderungen am Antagonistenrad	116
	Titan als Material für das Antagonistenrad	116
	Veränderungen am Antagonistenrad (V ₂ A-Stahl ungehärtet und gehärtet)	118
	Kerbentiefe und Kerbenfläche	118
10.1.4.4	Einfluss der Zyklenzahl auf die Abrasion	121
10.2	Lebenslauf	125
10.3	Danksagung	126
10.4	Ehrenwörtliche Erklärung	127

2 Zusammenfassung

Um die Abrasion von Dentalwerkstoffen experimentell messbar zu machen, wurde von de Gee 1986 die ACTA-Methode entwickelt. Bei diesem Verfahren der 3-Medien-Abrasion können viele Faktoren variieren: Zwischenmedium, Antagonistenrad, Probenrad (Art, Anzahl und Positionierung von zu prüfendem Werkstoff und Bezugswerkstoff), Umdrehungszahl der Räder pro Zeiteinheit, Anpressdruck, Eintauchtiefe des Rührstabes und Anzahl der Abrasionszyklen. Dies bedingt eine erhebliche Variabilität der Ergebnisse. Als Referenzwerkstoff wird häufig ein Amalgam eingesetzt. Fabrikatunterschiede, subjektive Verarbeitungseinflüsse, die zu inhomogenen Amalgamkörpern führen sowie eine während der 3-Medien-Abrasion entstehende Amalgamschmierschicht und Korrosion verstärken die hohen Standardabweichungen der Abrasionsergebnisse zusätzlich. Aus den zahlreichen Variablen erklärt sich, warum die Ergebnisse verschiedener Arbeitsgruppen trotz Verwendung der gleichen Methode (ACTA) nicht vergleichbar sein können.

Ziel der Arbeit war es daher, die ACTA-Methode in Kombination mit Kompositkunststoffen zu standardisieren und darauf aufbauend mit dieser standardisierten ACTA-Version die Abriebfestigkeit aktueller restaurativer Komposite vergleichend zu untersuchen. In die Bewertung und Diskussion der Abriebfestigkeit gehen als weitere Bestandteile der Arbeit rasterelektronenmikroskopische Befunde, daraus abgeleitete Erkenntnisse zur Struktur der Komposite, Ergebnisse mechanischer Festigkeitsprüfungen (Biegefestigkeit und Mikrohärte) sowie Rauigkeitsuntersuchungen nach Bürstenabrasion ein.

Bezüglich der ACTA-Methode wurden insbesondere das Zwischenmedium (zwei verschiedene Arten von Hirse sowie Mais, Aluminiumoxid, drei verschiedene Zahnpastaputzkörper- und eine Zahnpasta-Suspension), der Vergleichswerkstoff (Amalgam und ein standardisierter Körper aus AlMg-Legierung), die Zyklenzahl (bis 300.000) und Veränderungen an Antagonistenrädern aus verschiedenen Materialien (Kerbenquerschnitt und -tiefe) untersucht, bewertet und Standardisierungsvorschläge erarbeitet. Des Weiteren wurde der mögliche Einfluss der Bestückung der zwölf Kammern des Probenträgerrades auf die Abrasion der verschiedenen Komposite sowie deren Ranking untersucht. Dabei wurden die Anzahl der verschiedenen Komposite auf einem Rad, deren Anordnung und Eigenschaften, die Eigenschaften sowie Menge des Bezugswerkstoffes und weiterer Materialien (humane und bovine Zahnhartsubstanzen) berücksichtigt.

Die Standardisierungsversuche brachten folgende Ergebnisse:

Als Zwischenmedien sind Suspensionen der Zahnpastaputzkörper Hydrated Silica RMS 110 00 15, RMS 110 00 00 22 und RMS 100 74940, der Zahnpasta Colgate Sensation White und Hirse für Futterzwecke geeignet, Mais, Speisehirse und Aluminiumoxid dagegen ungeeignet. Für die vergleichenden Abriebuntersuchungen an den Kompositen wurde Hydrated Silica RMS 110 000 15 verwendet, da es in praktikabler Zeit zu einer gut auswertbaren Abrasion führt. Es wird als Standard vorgeschlagen. Als Vergleichswerkstoff wird statt Amalgam die untersuchte AlMg-Legierung empfohlen. Sie reiht sich wie Amalgam in das Ranking der Komposite ein und bietet erhebliche Vorteile: Homogenität, kein Verschmieren benachbarter Oberflächen und Zeitersparnis. Im Abstand von 200.000 Zyklen empfiehlt sich eine mikroskopische Kontrolle des Antagonistenrades und bei festgestellter Abnahme der Profilschärfe dessen Austausch. Als Material für das Antagonistenrad ist ungehärteter V₂A-Stahl auf Grund der Korrosionsresistenz besser geeignet als gehärteter V₂A-Stahl. Eine Erhöhung der Zyklenzahl über 200.000 hinaus führt zu keinen besser auswertbaren Ergebnissen. Die Bestückung des Probenrades beeinflusst erheblich die Abrasion und somit das Ranking der Werkstoffe. Die höchste Standardisierung wird erreicht, wenn das Probenträgerrad mit nur einem Komposit bestückt wird, zusätzlich kann ein Prüfkörper aus AlMg-Legierung als Vergleichsmaterial aufgebracht werden.

Im Verlaufe der Untersuchungen wurde die ACTA-Methode mit unterschiedlichen Variationen der o.g. Parameter modifiziert und insgesamt vierzehn Füllungskomposite, ein Verblendkomposit, Vergleichswerkstoffe sowie humane und bovine Zahnhartsubstanzen vergleichend untersucht.

Mit der standardisierten Methode ergab sich folgendes absteigendes Ranking: Z100, Alert, AlMg-Legierung, Estenia und Solitaire2, Superlux, Admira und Tetric Ceram sowie Arabesk Top. Dieses Ranking deckt sich nicht völlig mit den Ergebnissen der Untersuchung von Härte, Biegefestigkeit und Mittenrauwert der Bürstenabrasion. Somit lässt sich die Abrasionsprüfung auch nicht durch die Bestimmung dieser Parameter ersetzen. Angesichts der in immer kürzeren Zeitabständen auf dem Dentalmarkt erscheinenden modifizierten und neuen restaurativen Werkstoffe ist die standardisierte ACTA-Methode mit ihrer guten Aufwand-Nutzen-Relation geeignet, einen interessanten Beitrag zur präklinischen In vitro-Bewertung der Werkstoffe zu liefern.

3 Einleitung

3.1 Verschleiß und Bedeutung der Verschleißsimulation

Qualität und Liegedauer von Restaurationen aus plastischen Werkstoffen werden durch eine Vielzahl von Faktoren bestimmt: durch den Zahnarzt, den Patienten und nicht zuletzt auch den Werkstoff. Aus werkstoffkundlicher Sicht ist die Abrasionsfestigkeit ein wichtiges Kriterium.

Die Abriebfestigkeit ist eine wesentliche (de Gee et al. 1986, Hu et al. 1999), auch experimentell zu ermittelnde Eigenschaft vor allem okklusionstragender dentaler Restaurationsmaterialien (Krejci und Lutz 1986, Roulet 1988, Krejci et al. 1990b, Krejci et al. 1994a, Krämer et al. 1997).

Der Verschleiß natürlicher Zahnoberflächen im Verlaufe des Lebens ist ein physiologischer Vorgang (Koke et al. 2003). Normalerweise kompensieren die Kiefer die okklusale Abnutzung durch alveoläres Knochenwachstum und muskuläre Adaptation, wodurch die vertikale okklusale Dimension konstant bleibt oder im Alter sogar zunehmen kann. Die okklusale Harmonie im Gesichtsbereich kann trotz der Verschleißerscheinungen erhalten bleiben, eine langsame und einheitliche Zahnhartsubstanzabnutzung vorausgesetzt. Übersteigt der Zahnverschleiß die Kompensationsmechanismen, können ästhetische Probleme, verminderte Kaufähigkeit, zahnbedingte Weichteilverletzungen, Zahnempfindlichkeit und sogar Pulpanekrosen resultieren. Die Zerstörung okklusaler Strukturen kann auch durch Restaurationsmaterialien bedingt sein, die ein stark von dem natürlicher Zahnhartsubstanzen abweichendes Abriebverhalten aufweisen (Jacobi 1995).

Durch die wenig abrasive Kost sind in den Industrienationen stark abradierte Gebisse, anders als bei Naturvölkern, nur bei Vorliegen abriebfördernder Faktoren, wie etwa bei Granitsteinbrucharbeitern oder bei starken Parafunktionen, zu finden (Pelka et al. 1998a).

Für Einzelzahnrestaurationen müssen die Materialien in Abriebeigenschaft und Verschleißfestigkeit den natürlichen Zähnen entsprechen (Jacobi 1995). Bei Restaurationen aller Zähne eines Kiefers sollte der eingesetzte Werkstoff eine größere Abrasionsfestigkeit und einen niedrigeren Abrieb als natürlicher Schmelz aufweisen (Jacobi 1995).

Mit dem Einbringen von Restaurationen in die Mundhöhle wird in das natürliche Verschleißmuster der Zähne modifizierend eingegriffen (Graf et al. 2001, Koke et al.

2003). Unterschiede im Verschleißverhalten von Zahnhartsubstanz und Restaurationmaterial können zu einer Stufenbildung zwischen Zahn und Zahnersatzmaterial führen. Bei zu verschleißfesten Materialien kann eine Antagonistenschädigung in okklusalen Kontaktbereichen resultieren (Graf et al. 2002). Bei weniger verschleißfesten Werkstoffen kann der antagonistische okklusale Kontakt verloren gehen, was zu Antagonistenelongation und somit zur Entstehung funktioneller Störungen beitragen kann (Graf et al. 2001).

Seitenzahnkomposite mit Zirkoniumsilikaten oder Quarzfüllstoff abradieren den Antagonistenschmelz stärker als Mikrofüllerkomposite oder mit Bariumsilikat gefüllte (Suzuki et al. 1995). Die Verschleißbeständigkeit der Dentalmaterialien ist wesentlich für Ästhetik und klinischen Erfolg einer Füllung verantwortlich. Für die Abrasion sind die auftretenden Drucke oder Flächenpressungen entscheidend (Soltész et al. 1979). Kaukräfte, die auf die Füllungsmaterialien einwirken, bewegen sich zwischen 1 bis 15 Newton (Davidson und de Gee 1996). Für die im Mund über einen längeren Zeitraum auftretenden Abnutzungserscheinungen sind Kaudrucke zwischen 4,5 bis 12,5 N/mm² verantwortlich (Soltész et al. 1979).

Die Hersteller versuchen, mit verschiedenen neuen Füllstofftechnologien und innovativen Matrixdimethacrylaten mechanische Eigenschaften, wie z.B. Härte, Elastizitätsmodul und Druck- und Biegefestigkeit zu optimieren. Ziel ist es, die Abrasionsfestigkeit so zu erhöhen, dass eine mit Goldlegierungen vergleichbare klinische Widerstandsfestigkeit erreicht wird (Ludwig 2001).

Ein wesentlicher Parameter für die Langzeithaltbarkeit von Füllungen ist die adäquate Verschleißfestigkeit, die sich in der klinische Abrasionsrate widerspiegelt (Krejci et al. 1990c, Pelka et al. 1998a). Materialbedingte Faktoren, die den Verschleiß v.a. beeinflussen, sind Verschleißfestigkeit der Polymermatrix, Füllkörpergrad, -härte, -größe und -packungsdichte, chemische Beständigkeit des Verbundwerkstoffes sowie Art und Qualität des Füllstoff-Polymerverbundes, wobei sich diese gegenseitig beeinflussen (Salz 1994).

Für den vorzeitigen Substanzverlust an Oberflächen von Füllungskompositen sind wahrscheinlich Polymerisationsschrumpfung, Polymerisationsinhibition durch Sauerstoff, Löslichkeit, Verluste im anorganischen Anteil durch extrem unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizienten sowie unzulängliche Silanbindung entscheidend.

3.1.1 Begriffsklärungen

Insgesamt sind die vielen Parameter, die die Verschleißfestigkeit eines Werkstoffes bestimmen, sehr komplex und stehen untereinander in enger Wechselwirkung (Ottl et al. 1997, Versluis et al. 1997). In der Literatur sind die Begriffe zur Abrasionsforschung nicht eindeutig definiert. Die im Folgenden verwendeten Begriffe gelten simultan für Zahnhartsubstanzen und Dentalwerkstoffe.

In der Zahnmedizin unterscheidet man je nach Form und Ursache verschiedene Formen des Zahnhartsubstanzverlustes, wobei auch hier wieder verschiedene Einteilungen bzw. Differenzierungen existieren.

Die Begriffe „Abrasion“ und „Verschleiß“ werden in dieser Arbeit simultan verwendet. Dabei wird in der Werkstoffkunde mit dem deutschen Wort „Abrasion“ der Materialabtrag von der Oberfläche eines Werkstückes durch reibende Wirkung eines antagonistischen Feststoffes (Ludwig 2005) beschrieben. Der Begriff „Verschleiß“ ist allgemeiner gehalten: er bezeichnet den fortschreitenden Abtrag (Abnutzung) an der Oberfläche eines Festkörpers (Ludwig 2005).

Zum Verschleiß (engl. wear) tragen sowohl direkter Zahnkontakt (Attrition, engl. attrition) sowie der Abrieb durch Partikel (Abrasion, engl. abrasion) bei (Koke et al. 2003). Die Attrition kann durch natürliche Vorgänge (Sprechen, Schlucken und kurzzeitige Kontaktreibung beim Kauen) hervorgerufen werden, aus denen ein physiologischer Substanzverlust resultiert, sowie durch Parafunktionen. Unphysiologischer Zahnkontakt (z.B. Pressen und Knirschen) kann allein zu massiven Zahnhartsubstanzverlusten führen.

Es werden vier Hauptmechanismen des Verschleißes beschrieben, die sich gegenseitig überlagern (Bloem et al. 1988). Sie sind experimentell einfach und standardisiert simulierbar, weshalb häufig Versuche mit diesen Teilaspekten einem komplexen Versuchsaufbau vorgezogen werden.

1. Abrasiver Verschleiß (abrasive wear) (lat. abrasio = auskratzen, abkratzen)

Abrasion beschreibt aus zahnmedizinischer Sicht jeden durch pathologische Einflüsse verstärkten Materialverlust im Bereich der Zähne (Pelka et al. 1998a).

Bei abrasivem Verschleiß reibt eine harte Oberfläche gegen eine weichere. Infolgedessen kann das härtere Material in den weicheren Körper eindringen und von dessen Oberfläche Material abtragen (Krejci und Lutz 1986) bzw. Furchen eingraben.

Das geht mit dem Verlust der anatomischen Form einher (Kollmannsperger 1980) und entspricht einem Teilmechanismus der Zweikörper-Abrasion (Sindel et al. 1998). Die Reibung zwischen den zwei schleifenden Körpern beeinflusst ebenfalls den abrasiven Verschleiß (Davidson und de Gee 1996). Demastikation (Abrieb durch Nahrung infolge Zerkleinerung abrasiver Nahrungsbestandteile) und exogene Faktoren (z.B. Sand, Staub aufgrund beruflicher Exposition) sind Verursacher der Abrasion. In der Tribologie, der Lehre von Reibung-Verschleiß-Schmierung, wird die Abrasion nach der Anzahl der am Verschleiß mitwirkenden Tribopartner klassifiziert (Bloem et al. 1988):

Zwei-Körper-Abrieb (two-body-wear) ist der Verschleiß zweier Festkörper durch eine Relativbewegung.

Drei-Körper-Abrieb (three-body-wear) ist der Verschleiß durch Partikel zwischen den Oberflächen zweier Festkörper in Relativbewegung.

Erosiver Verschleiß, ein Teilmechanismus der Drei-Körper-Abrasion (Sindel et al. 1998) tritt auf, wenn sich ein Medium, das harte abrasive Partikel enthält, zwischen den schleifenden Oberflächen zweier Körper befindet (Davidson und de Gee 1996). Der abrasive Verschleiß ist proportional der Härte des Verschleißpartners, der Abrasivaform, der einwirkenden Kräfte und der Gleitstrecke.

2. Ermüdungverschleiß ((surface) fatigue)

Ermüdungverschleiß ist die Folge periodischer und häufiger Überbeanspruchung der Oberfläche über ihre Elastizitätsgrenze hinaus. Die Ermüdung bewirkt Materialdefekte unter der Oberfläche (subsurface damage), die ein Ausbrechen größerer Kompositteile ermöglicht (Krejci und Lutz 1986). Grundsätzlich ist die Ermüdung ein multifaktorielles Geschehen, das nicht vorhersagbar ist (Krejci und Lutz 1986), und vereint:

- „bulk fracture“ = plötzlicher Verlust großer Anteile von Füllungsmaterial,
- „surface pitting“ = „Grübchenbildung“ auf der Füllungsoberfläche sowie
- „chipping“ = Absplittern grösserer Füllungsanteile in Randbereichen.

Ein wichtiges Charakteristikum der Oberflächenermüdung ist die Inkubationszeit (Davidson und de Gee 1996). Durch den direkten Kontakt werden Spannungen verursacht, die unmittelbar unter der Oberfläche am größten sind. Hier wird die maximal mögliche Belastung zuerst überschritten, das Material wird lokal stärker verformt, und es bilden sich Risse mit spannungsabbauender Wirkung auf die

unmittelbare Umgebung unter der Oberfläche. Es folgt eine Rissvermehrung (Bloem et al. 1988, Truong und Tyas 1988, Davidson und de Gee 1996). Am Ende der Inkubationsperiode können die geschädigten Bereiche der Oberfläche nicht mehr genügend Halt geben. Diese wird zerrüttet (Sindel et al. 1998) und löst sich schnell ab. Das Ergebnis dieser, vor allem brüchige Materialien betreffenden Vorgänge, ist eine hochgradig raue Oberfläche (Davidson und de Gee 1996).

3. Adhäsiver Verschleiß (adhesive wear)

Von adhäsivem Verschleiß wird gesprochen, wenn sich zwei gegenüberliegende Flächen nur in einigen wenigen isolierten Punkten fest berühren (Davidson und de Gee 1996) bzw. wenn sich zwei gegenüberliegende Flächen verhaken (Sindel et al. 1998). Der Druck an den Kontaktpunkten kann extrem hohe Werte, sog. Druckspitzen, erreichen (Krejci und Lutz 1986). Diese bewirken eine Art Verschweißung bzw. Schmelzen (Krejci und Lutz 1986), selbst wenn sich die Flächen untereinander nur mit beschränkter Kraft berühren (Davidson und de Gee 1996). Die geschmolzenen Bereiche werden sehr schnell abradiert (Krejci und Lutz 1986). Bewegen sich die Oberflächen gegeneinander, können die adhäsiven Bindungen entweder getrennt werden, oder Partikel (Sindel et al. 1998) bzw. Teile der schwächsten Oberfläche werden herausgelöst.

4. Korrosiver Verschleiß (corrosive wear)

Bei dieser Verschleißform schwächen äussere chemische Einflüsse die oberflächliche Materialschicht. Bei mechanischer Belastung, wie z.B. Reibung über die Oberfläche, wird diese zerrüttet. Die degradierte Substanz wird abgetragen. In der Oberfläche entstehen Löcher (Davidson und de Gee 1996). Die Oberfläche kann nun wiederum chemisch verändert werden, bis sie wieder entfernt wird.

Es ist schwer, den Anteil der jeweiligen Verschleißform am gesamten Substanzverlust zu bestimmen, da Verschleiß eine Systemeigenschaft ist (Salz 1994, Reich et al. 1998, Michejew und Kunzelmann 2003). Die verschiedenen Verschleißmechanismen wirken gleichzeitig und beeinflussen sich sehr wahrscheinlich gegenseitig. Die Kombination chemischer Einflüsse mit mechanischer Belastung ist besonders wirksam (Davidson und de Gee 1996). Zudem kann jede der Verschleißmechanismen in sich selbst fortschreiten (Davidson und de Gee 1996).

Der okklusale Verschleiß setzt sich laut Davidson und de Gee (1996) sehr wahrscheinlich aus drei Komponenten zusammen:

- der erosiven Aktivität bei kontaktfreien Arealen und okklusalen Kontaktbereichen,
- einem Pin-on-disk-Phänomen der Füllstoffpartikel im Mikrobereich in okkusal belasteten Zonen sowie
- der Oberflächenermüdung.

Der Verschleiß nimmt im Zahnbogen nach distal hin zu und wird durch eine raue Füllungsoberfläche verstärkt (Krejci und Lutz 1986). Die sog. chemische Desintegration, die vielfältige und teilweise nicht erforschte Auswirkungen auf Matrix, Verbundphase und Füllkörper hat, wird durch die Faktoren des Mundmilieus, wie Speichel, Bakterien und Nahrung, bewirkt (Krejci und Lutz 1986).

3.1.2 Test-Methoden

Der Tübinger Reformmediziner Wunderlich schrieb 1851: „Es ist darum die Pflicht jeden Arztes ..., fortwährend mit ängstlicher Sorgfalt zu prüfen, ob die von ihm angewandten Methoden die erwarteten Erfolge mit sich bringen, ob die von anderen empfohlenen solche für sich haben.“. Er formulierte damit die Kernaussage der medizinischen Qualitätssicherung (Rechenberg und Staegemann 1997).

Der Evaluation von Restaurationsmaterialien und -techniken kommt eine zentrale Bedeutung zu. Aus ihr resultieren quantitative Grundlagen für die Entwicklung neuer Werkstoffe, konstruktive Verbesserungen bestehender Füllungsmaterialien sowie Richtlinien für Indikationen und Anwendungen von restaurativen Konzepten.

Das Hauptaugenmerk der Komposituntersuchungen gilt der Randqualität, der Leakage- und Farbstabilität, dem okklusalen Verschleiß und der Verschleißwirkung auf den Antagonisten (Schmidlin et al. 2003).

Die experimentellen Techniken sind vielfältig. Grundsätzlich werden zwei Hauptgruppen unterschieden: Klinische Tests und In vitro-Untersuchungen (Krejci et al. 1990b). Der Vergleich und die Beurteilung der Ergebnisse von In vivo- und In vitro-Studien sind schwierig, ja teilweise unmöglich (Krejci und Lutz 1986, Finger und Thiemann 1987, Truong und Tyas 1988, Michejew und Kunzelman 2003) und sorgen für Diskussionsstoff (Pelka et al. 1997). Die Ursachen hierfür sind u.a. die Komplexität des Verschleißgeschehens und methodische Probleme bei Verschleißunter-

suchungen. Abriebmechanismen von In vitro-Tests sind nicht identisch mit denen klinischer Studien (Powers et al. 1983). Deshalb entwickeln zahlreiche Arbeitsgruppen ihre eigene Methode (Tranter et al. 1997), was wiederum zu Verwirrung führt (Truong und Tyas 1988). Ziel der Forschung sollte es sein, diesen Circulus vitiosus zu durchbrechen, denn nur bei völlig identischem Versuchsaufbau sind die Ergebnisse vergleichbar (Michejew und Kunzelmann 2003).

3.1.2.1 In vivo-Methoden

Zahnärztliche Werkstoffe unterliegen im Mund komplexen Belastungen. Um eine Standardisierung zu erreichen, konzentrieren sich Werkstoffprüfungen auf einen bzw. wenige Parameter (Rzanny und Welker 1994, Rzanny und Welker 1997).

Da In vitro-Ergebnisse kritisch betrachtet werden müssen, gilt die klinische Langzeitstudie als letzte und wichtigste Bewährungsprobe eines Materials, und, eine exakte Messmethodik vorausgesetzt, als sehr aussagekräftig (Krejci et al. 1990b).

Informationen und Wertungen zu Abnutzungseigenschaften müssen auf klinischen Beobachtungen und Laboruntersuchungen basieren (Jacobi 1995). Allerdings können auch klinische Studien das Potenzial von Werkstoffen nicht vollständig feststellen, da auch methodische Faktoren die Resultate beeinflussen (Lutz et al. 1998).

In vivo-Studien weisen Nachteile auf: hoher finanzieller, organisatorischer und zeitlicher Aufwand (Krejci und Lutz 1986), Schwierigkeit der Standardisierung der Versuchsbedingungen (Krejci et al. 1990 b), starke Streuung der Messwerte aufgrund z.T. unbekannter Patienten- und Behandlervariablen. Die Abriebeeigenschaften natürlicher Zähne, die Kaukräfte und die Fläche des okklusalen Kontaktes von Füllungsmaterial und antagonistischem Schmelz sind sehr unterschiedlich. Daher ist es geboten, Materialien schon in In vitro-Untersuchungen möglichst umfassend zu testen, um so In vivo-Studien effektiver und weniger fehlerbehaftet gestalten zu können (Salz 1994, Hu et al. 1999). Auch klinische Studien können zu widersprüchlichen Ergebnissen führen (Pallav et al. 1993). Die Differenzen werden u.a. mit der Restaurationslokalisation und -größe sowie der Messtechnik begründet. Kompliziertere Vorgänge können nicht ausgeschlossen werden (Pallav et al. 1993). Die Charakterisierung der Restauration ist wesentlich für die Verschleißanfälligkeit: Restaurationen in Molaren abradieren schneller als die in Prämolaren, großflächige schneller als kleinere, Hybridkomposite mehr als Mikrofüllerkomposite und raue

Oberflächen stärker als glatte (Krejci und Lutz 1986). Mit der Liegedauer nimmt die Abrasion ab (Bayne et al. 1992).

Da deutliche Abnutzungserscheinungen i.d.R. in vivo mehrere Jahre beanspruchen, sind bei der Untersuchung neuer Werkstoffe In vitro-Studien unverzichtbar (Jacobi 1995).

3.1.2.2 In vitro-Methoden

In vitro-Untersuchungen zeigen immer den „worst case“, also das maximale Schadenpotential der geprüften Produkte, und sollen die Verbraucher – also Zahnärzte und Patienten - informieren sowie auf mögliche Probleme hinweisen (Imfeld und Sener 1999).

Aufgrund der o.g. Nachteile der klinischen Materialtestung nimmt die Wertigkeit der In vitro-Simulation zu (Schmidlin et al. 2003). In vitro-Untersuchungen, die klinische Situationen simulieren, werden genutzt, um das In vivo-Verhalten von Werkstoffen zu messen. Da es nicht möglich ist, im Labor die komplexe intraorale Situation exakt nachzustellen, können keine endgültigen Aussagen getroffen werden. Neben der Abrasion sind auch Haftung, Festigkeit, Härte sowie weitere physikalische Parameter der verwendeten Materialien (Pelka et al. 1998, Pelka et al. 1998a) wesentlich. Schon geringfügige Veränderungen in Versuchsaufbau und –durchführung ergeben häufig widersprüchliche Ergebnisse (Jacobi 1995). Die einfachsten In vitro-Tests untersuchen nur physikalische Materialeigenschaften (Krejci et al. 1990b). Vorteil der In vitro-Studie ist jedoch die Standardisierung einzelner Parameter.

Die Übertragung der in vitro gefundenen Werte auf die klinische Situation ist nicht leicht. Es ist schwer, für eine spezielle Testmethode Grenzen festzulegen, ab welcher ein Werkstoff für den klinischen Einsatz unkritisch wäre (Pelka et al. 1998a). Es besteht keine Einigkeit darüber, welche In Vitro-Simulation klinisch relevante Vorhersagen über das Verschleißverhalten ermöglicht bzw. welches die grenzwertigen mechanischen Daten bezüglich der klinischen Relevanz sind (Roulet 1988). Manche Autoren sprechen von einer sehr gute Korrelation zwischen In vitro- und In vivo-Verschleiß der Komposite allgemein (Krämer et al. 1997) und im Seitenzahn-bereich im besonderen (Sindel et al. 1998), andere bestreiten dies (de Gee et al. 1986).

In den vergangenen Jahren wurden viele In vitro-Testmethoden entwickelt. Für die möglichst exakte Verschleißbeurteilung entstanden Versuchsaufbauten, die das orale Milieu simulieren (Schmidlin et al. 2003).

Bei physiologischen Tests wird die Krafteinwirkung durch kauzyklusähnliche Belastung mittels Antagonisten aus Schmelz oder Restaurationsmaterialien mit natürlicher Geometrie imitiert und dabei der Substanzabtrag genau quantifiziert (Schmidlin et al. 2003).

Bei der Simulation klinischer Verschleißerscheinungen in vitro darf keine spezielle Form und kein Verschleißmechanismus ausgeschlossen werden (Davidson und de Gee 1996). Deshalb reicht eine einzelne Methode nicht aus, um die In vitro-Verschleißfestigkeit zahnmedizinischer Werkstoffe ausreichend zu bewerten (Zappini et al. 2004).

Zwei- und Drei-Körper-Abrasionstests sind die zur Zeit gebräuchlichsten Untersuchungsmethoden (Schmidlin et al. 2003). Da die Ergebnisse der Zwei-Körper- bzw. Drei-Körper-Abrasion nicht ausreichend mit denen der Klinik übereinstimmen, wurden Kausimulatoren entwickelt (Krejci et al. 1990b). Es existieren verschiedene Geräte dieser Art (Pelka et al. 1998a). Sie simulieren kombinierte Kau- und Bruxismusbewegungen, ggf. mit zusätzlicher Materialstressung (Ludwig 2001).

2-Medien-Abrasion

Überträgt man die Faktoren und Ideen des tribologischen Systems in vereinfachter Form auf die Zahnmedizin, so beschreibt die Zwei-Körper-Abrasion den Verschleiß im okklusalen Kontaktpunktbereich (Occlusal Contact Area / OCA) (Krejci und Lutz 1986, Salz 1994). Man spricht von „occlusal contact wear“ (OCW) (Schmidlin et al. 2003). Bei einem direkten Kontakt zwischen Antagonistenoberfläche – die somit selbst Abrasivmedium und Kraftmediator darstellt (Schmidlin et al. 2003) - und Füllungsmaterial, erfolgt der Verschleiß vor allem durch Adhäsion (Krejci und Lutz 1986). Gleichzeitig treten Antagonistenattrition und –abrasion auf (Schmidlin et al. 2003), denen später Ermüdung, chemische Desintegration (Krejci und Lutz 1986) und Korrosion folgen.

Zwei-Körper-Verschleißapparate sind z.B. die Läpp-Maschine nach Pelka et al., die Abrasionsmaschine nach Hudson et al., die Kaukraftsimulatoren nach Krejci et al.

(Krejci et al. 1990b) oder Kunzelmann und der Münchener Kausimulator mit „Pin-on-block“-Design (Manhart 1999).

3-Medien-Abrasion

Die Demastikation im kontaktpunktfreien Bereich der Restaurationsfläche (Contact Free Area / CFA), also die „contact-free occlusal wear“ (CFOW), gilt als Drei-Körper-Abrasionsverschleiß. Kontaktpunktfreie Bereiche unterliegen vor allem der Zahnbürsten- und Zahnpastenabrasion (Schmidlin et al. 2003). Aber auch hier können Ermüdung, Erosion, chemische Desintegration (Krejci und Lutz 1986) und Korrosion wirken.

Antagonist und Füllungsoberfläche stehen in keinem direkten Kontakt. Das dazwischen liegende lose Abrasivum verursacht die Abnutzung (Krämer et al. 1997). Dies sind Nahrungsbestandteile, v.a. deren Verunreinigungen, abradierte Zahnschmelze, v.a. Schmelzteilchen (Schwickerath 1988) und abradierter Werkstoff. Der Drei-Körper-Abrieb von Kompositen ist sowohl von der Versuchsanordnung als auch vom Abrasionsmedium, u.a. der Korngrösse (Schnabel et al. 1995), der einwirkenden Kraft und der Probengrösse abhängig (Bauer et al. 1995). Drei-Körper-Abrasionsversuche sind u.a. die Zahnpastenabrasionsversuche (Schmidlin et al. 2003), die Zahnbürstmaschine (Krejci et al. 1990c) und die ACTA-Maschine (de Gee et al. 1986, de Gee und Pallav 1994).

Die ACTA-Methode

Die ACTA (Academic Center of Dentistry Amsterdam) -Maschine (de Gee et al. 1986) gilt als international anerkanntes Verfahren zur Simulation des Verschleißes von Werkstoffen bei der Nahrungszerkleinerung (Bauer et al. 1995, Krämer et al. 1997, Sindel et al. 1998, Reich et al. 1998, Graf et al. 2001).

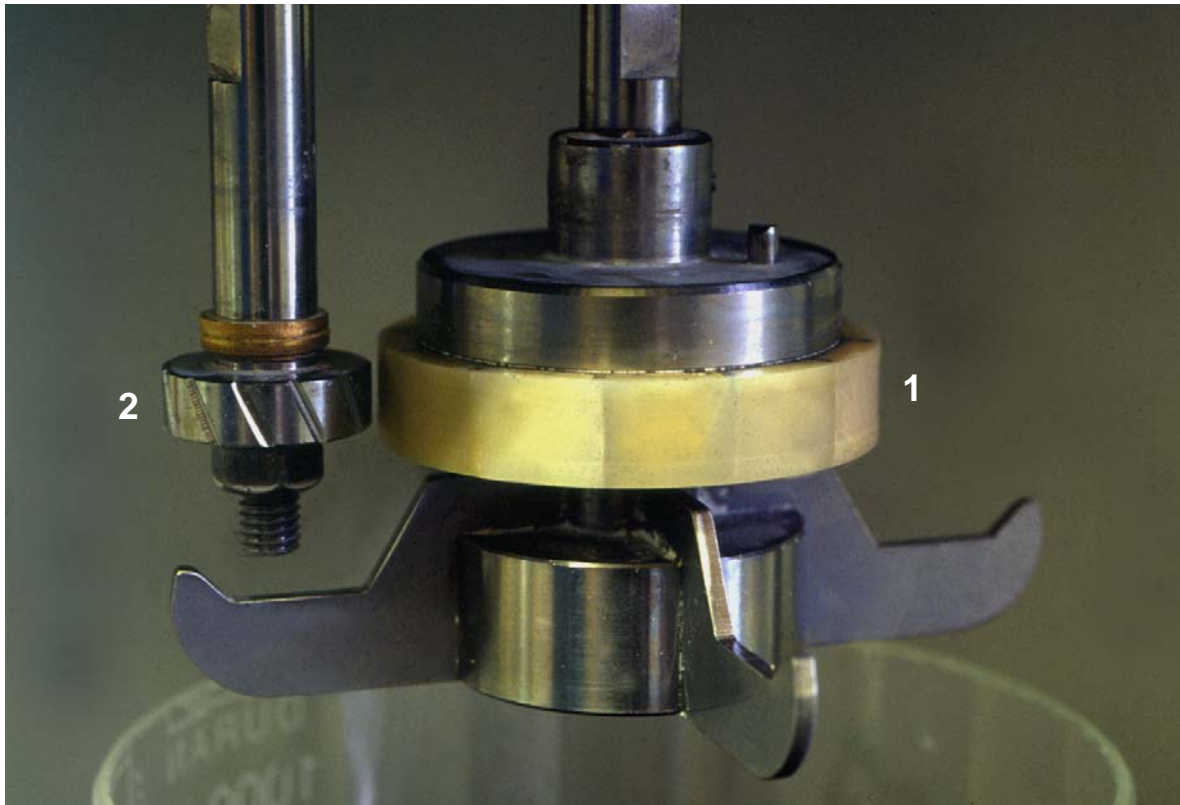


Abb. 1: ACTA-Maschine (Ausschnitt) nach de Gee (1 Probenrad, 2 Antagonistenrad)

De Gee beschreibt seine Methode als reine Simulation des Verschleißes in okklusalen kontaktfreien Bereichen (Pelka et al. 1998a, de Gee und Pallav 1994), bei der okklusale Kraft, Geschwindigkeit, Slip und Medium einstellbar sind (de Gee et al. 1986).

Die Hauptabrasionsmechanismen in der ACTA-Maschine sind Materialermüdung, Abrieb durch Phytolithen – die im Abrasionsbrei enthaltenen Festkörper - (Graf et al. 2001, Graf et al. 2002, Koke et al. 2003) und pH-abhängige Lösungsvorgänge (Kunzelmann et al. 1998, Graf et al. 2002).

Kolbenhirsesamen enthalten Phytolithen (Opalphytolithen, amorphes hydrogenisiertes SiO_2). Sie kommen in unterschiedlichen morphologischen Typen vor und sind

sehr scharfkantig. Es wird vermutet, dass die durch Phytoliten bedingte Abrasion durch Ermüdung (fatigue) und pH-abhängige Lösungsvorgänge verstärkt wird (Graf et al. 2002). Der pH-Abfall ist durch die bakterielle Zersetzung (Gärungsprozess) bedingt und ist ein bedeutender Faktor hinsichtlich der Säurelöslichkeit von Werkstoffen und Schmelz bei der ACTA-Methode (Krämer et al. 1997, de Gee und Pallav 1994). Der Einfluss des pH-Abfalles kann durch einen regelmäßigen Suspensionswechsel nach jeweils 50.000 Zyklen gering gehalten werden (Graf et al. 2002).

Aufgrund des weichen Abrasivmediums Hirsebrei gilt die ACTA-Methode als sogenannter Matrix-orientierter Ermüdungstest. Das ist ein Verschleißtest, der v.a. Kompositmatrix und Füllkörperverbund belastet (Krämer et al. 1997).

Die von de Gee entwickelte Abrasionsmaschine zeigt eine hohe Übereinstimmung mit klinischen Daten (Finger und Thiemann 1987, Kunzelmann et al. 1993). Deshalb kann mit ihr schon vor der Markteinführung innerhalb kurzer Zeit ein Screening potentieller Füllungswerkstoffe durchgeführt werden (Sindel et al. 1998).

Sindel et al. (1998) schreiben, dass die meisten Versuche zur Drei-Körper-Abrasion weltweit mit dem ACTA-Kausimulator nach de Gee *unter nahezu identischen Versuchsbedingungen* durchgeführt wurden. Dabei hätten die Untersuchungen verschiedener Institute für identische Materialien ähnliche Abrasionswerte ergeben.

Ein Auszug aus der Literatur bietet aber ein anderes Bild. Folgende Parameter wurden gefunden:

- Die Lagerung der Prüfkörper
 - für: 24 h (Bauer et al. 1995), 2 Wochen (Sindel et al. 1998), 2 - 4 Wochen (Krämer et al. 1997), 3 Monate (Reich et al. 1998);
 - in: Aqua destillata (Sindel et al. 1998, Bauer et al. 1995) oder physiologischer Kochsalzlösung (Reich et al. 1998).
- Als Zwischenmedium
 - Hirsebrei- und Hirsebrei-Reissuspensionen (Kunzelmann et al. 1993, Bauer et al. 1995, Davidson und de Gee 1996, Krämer et al. 1997, Reich et al. 1998, Sindel et al. 1998, Pelka et al. 1998, Graf et al. 2001, Graf et al. 2002, Rosentritt et al. 2003, Gomolka 2003),
 - Hirsebreisuspensionen mit Aluminiumoxid (Pelka et al. 1998) sowie
 - Mohn (Finger und Thiemann 1987).

- Als Antagonistenrad
 - Räder mit wabenförmiger Oberfläche (Finger und Thiemann 1987, Bauer et al. 1995, Graf et al. 2001) und
 - Räder mit diagonalen Nuten (Kunzelmann et al. 1993, Krämer et al. 1997, Reich et al. 1998).
- Als Slip-Wert
 - 15 % (Davidson und de Gee 1996, Krämer et al. 1997, Sindel et al. 1998, Reich et al. 1998, Kunzelmann et al. 1993, de Gee und Pallav 1994, Pelka et al. 1998, Pelka et al. 1998a) und
 - 20 % (Graf et al. 2001).
- Als Zyklendauer
 - 50.000, 100.000, 150.000 sowie 200.000 (Rosentritt et al. 2003),
 - 100.000 (Krämer et al. 1997, Sindel et al. 1998, Reich et al. 1998, Pelka et al. 1998, Pelka et al. 1998 a, Graf et al. 2001, Graf et al. 2002) sowie
 - 200.000 (Davidson und de Gee 1996, Kunzelmann et al. 1993, Bauer et al. 1995, Graf et al. 2001, Graf et al. 2002, Gomolka 2003).
- Als Anpressdruck
 - 10 N (Finger und Thiemann 1987),
 - 15 N (Kunzelmann et al. 1993, Bauer et al. 1995, Krämer et al. 1997, Sindel et al. 1998, Reich et al. 1998, Rosentritt et al. 2003, Gomolka 2003) und
 - 20 N (Graf et al. 2001, Graf et al. 2002).
- Als Referenzwerkstoffe
 - Amalgam verschiedener Hersteller (Kunzelmann et al. 1993, Bauer et al. 1995, Sindel et al. 1998, Reich et al. 1998, Krämer et al. 1997),
 - das Verblendkomposit Sinfony (Rosentritt et al. 2003),
 - das Füllungskomposit Z 100 (Reich et al. 1998) sowie
 - Rinderschmelz (Hofmann et al. 2000).

Auch das Probenrad weist zahlreiche Modifikationen auf. So finden sich variierende Kammeranzahl, unterschiedliche Durchmesser und verschiedene Bestückungen mit Werkstoffen.

4 Ziele der Arbeit

Eine häufig angewandte In vitro-Testmethode zur Beurteilung der Abrasionsfestigkeit von restaurativen Dentalwerkstoffen ist die von de Gee eingeführte ACTA-Methode (de Gee et al. 1986). Sie ist zwar als internationaler Standard anerkannt, jedoch können bei dieser Methode viele Faktoren variieren: Zwischenmedium, Antagonistenrad, Probenrad, Frequenz, Anpressdruck, Eintauchtiefe des Rührstabes, Zyklenzahl und Referenzwerkstoff.

Deshalb sind die Ergebnisse der Untersuchungen verschiedener Arbeitsgruppen trotz derselben Methode nicht vergleichbar.

Daher sind zunächst ausgewählte Einflußfaktoren:

- Zwischenmedium (zwei verschiedene Arten von Hirse, Mais, Aluminiumoxid, drei verschiedene Zahnpastaputzkörper und eine Zahnpasta),
- Vergleichswerkstoff (Amalgam und ein standardisierter Prüfkörper aus AlMg-Legierung),
- Zyklenzahl (0 bis 300.000 Zyklen) und
- Veränderungen am Antagonistenrad (Kerbenquerschnitt und –tiefe)

zu untersuchen, zu bewerten und Standardisierungsvorschläge zu erarbeiten.

Weitere Untersuchungen richten sich auf den möglichen Einfluss der Bestückung der zwölf Kammern des Probenträgers auf die Abrasion von Kompositen. Dabei sind die Anzahl der verschiedenen Komposite auf einem Rad, deren Anordnung und Eigenschaften, die Eigenschaften sowie Menge des Bezugswerkstoffes und sonstiger Materialien, z.B. humane und bovine Zahnhartsubstanz, zu berücksichtigen. Möglichen Änderungen im Ranking durch Variationen in der Bestückung ist nachzugehen.

Nachdem die Methode auf der Grundlage dieser Untersuchungen standardisiert ist, sollen anschließend humane und bovine Zahnhartsubstanz und fünfzehn Produkte auf Kompositbasis – Hybridkomposite, ormocerhaltige Komposite und ein Verblendkomposit – vergleichend untersucht werden: Admira, Arabesk Top (VOCO); Alert (Jeneric/Pentron); Definite (Degudent); Estenia (Kuraray); Herculite XRV, Point 4, Prodigy Condensable (Kerr); Pertac II, Z 100, Filtek Z 250 (3M ESPE); Solitaire 2 (Heraeus Kulzer); Superlux (DMG); Sure Fil (Dentsply DeTrey) und Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent).

Statt Amalgam soll ein besser standardisierter Bezugswerkstoff ähnlicher Härte erprobt werden.

Die Komposite sollen anhand folgender Parameter charakterisiert werden:

Biegefestigkeit, Mikrohärtigkeit nach Vickers, arithmetischer Mittenrauwert und Abrasionsverhalten bei 3-Medien-Abrasion.

5 Methodik

5.1 Untersuchte Werkstoffe und ihre Zubereitung

Die Charakterisierung wird auf der Grundlage der Herstellerangaben (Packungsbeilagen und Produktdossiers) sowie eigener Beobachtungen vorgenommen. Die Werkstoffe wurden codiert. Die Farbcodes finden sich im herausklappbaren Verzeichnis (letzte Seite).

5.1.1 Komposite

5.1.1.1 Photopolymerisierende Füllungskomposite

Alert Condensable Composite (Jeneric/Pentron): stopfbares Füllungskomposit

Zusammensetzung: org. Matrix: Bis-GMA, UDMA, THFMA, TEGDMA

anorg. Füllstoffe (84 Gew.%, mittl. Größe 0,7µm): pyrogenes SiO₂, Ba-B-Al-Si-Glas, mikrofilamentöse Glasfasern

Farbe / Chargennummer: A 2 / 42343

Indikation: Seitenzahngebiet

Verarbeitung: Material applizieren, kondensieren und 40 sec lichthärten.

Arabesk Top (VOCO): röntgenopakes, lichthärtendes Feinhybridkomposit auf der Basis der VOCO Glaskeramik Füllerstruktur

Zusammensetzung: org. Matrix: Bis-GMA, UDMA, TEDMA;

anorg. Füllstoffe (77%, davon 56 Vol.% Mikrofüller (ca. 0,05µm) und Kleinstpartikelfüllstoffe (mittl. Partikelgröße 0,7µm)

Farbe / Chargennummer: A2 / 15643

Indikation: Füllungen Klasse I-V, erweiterte Fissurenversiegelung, Kronenstumpfaufbauten, Composite-Inlays

Verarbeitung: Komposit applizieren und ca. 40-60 sec photopolymerisieren.

Herculite XRV (Kerr)

Zusammensetzung: org. Matrix: arom. Dimethacrylate;
 anorg. Füllstoffe (ca. 79 Gew.%, mittl. Größe: 0,6 µm,
 Grobstruktur: Mikro): Ba-Glas, pyr. SiO₂

Farbe / Chargennummer: Schmelz A 3 / 909395

Indikation: bleibende und Milchzähne: Kavitätenklassen I-V

Verarbeitung: Material schichtweise einbringen und pro Schicht und Seite je 40 sec photopolymerisieren.

Pertac II (3M ESPE): universelles lichthärtendes röntgenopakes Feinst-Hybrid-Komposit

Zusammensetzung: org. Matrix (18 Gew.%): bifunktionelle (Meth)acrylate;
 anorg. Füllstoffe (80 Gew.%); Fotoinitiatoren und Pigmente (2 Gew.%)

Farbe / Chargennummer: A3 / 020

Indikation: Füllungen der Klasse I, III, IV, V sowie kleine Füllungen der Klasse II; Milchzahnfüllungen; keilförmige Defekte; laborgefertigte Frontzahnfacetten und Inlays; Reparatur von Kronen- und Brückenverblendungen

Verarbeitung: Material applizieren und 40 sec mit Halogenlicht photopolymerisieren.

Point 4 (Kerr): röntgenopakes, lichthärtendes Komposit-Füllungsmaterial auf Harzbasis

Zusammensetzung: org. Matrix: Bis-GMA, TEGDMA, EBADMA;
 anorg. Füllstoffe (76 Gew.%, mittl. Größe 0,4 µm)

Farbe / Chargennummer: A2 / 002B80

Indikation: Front- und Seitenzahngebiet

Verarbeitung: Komposit applizieren und 40 sec belichten.

Prodigy Condensable (Kerr): röntgenopakes, stopfbares Komposit

Zusammensetzung: anorg. Füllstoffe (80 Gew.%, mittl. Größe 0,6 µm);
 spezielle Zusätze: Dispersionsmittel, Rheologiezusätze (Rheological control additive)

Farbe / Chargennummer: A2 / 003841

Indikation: Klasse I- und II-Füllungen, v.a. im Rahmen einer Zweitversorgung

Verarbeitung: Mittels Dispenser applizieren. Eventuell mit planem Amalgamstopfer verdichten. Mind. 40 sec polymerisieren.

Solitaire 2 (Heraeus Kulzer): stopfbares, radioopakes Füllungs-Komposit

Zusammensetzung: Polymerglas-Matrix: UDMA, Bis-GMA, TEGDMA, tetrafunktionelle Monomere;
anorg. Füllstoffe: poröses SiO₂-Glas, Ba-Al-B-F-Si-Glas, hochporöses SiO₂-Glas, Initiatoren (Campherchinon) und Coinitiatoren

Farbe / Chargennummer: A3 / 070236

Indikation: direkte zahnfarbene Füllungstherapie im Seitenzahnbereich: Füllungen Klasse I, II, V; Milchzahnrestorationen, Stumpfaufbauten

Verarbeitung: Komposit applizieren, 40 sec lichthärten.

Superlux Universalhybrid (DMG): lichthärtbares radiopakes Composite

Zusammensetzung: org. Matrix: aromatische und aliphatische Dimethacrylate, UDMA;
anorg. Füllstoffe (75 Gew.%, Grobstruktur: Mikro, Mini, Midi): Ba-Glas, pyr. SiO₂, Alumosilikat

Farbe / Chargennummer: A2 / 01410186

Indikation: Kavitätenklassen I-V für Milch- und permanente Zähne (mit Einschränkung)

Verarbeitung: Komposit mit einem nichtmetallischen Instrument applizieren. Anschließend 30-40 sec polymerisieren.

SureFil (Dentsply DeTrey): stopfbares, röntgensichtbares Mikrohybrid-Komposit für den Seitenzahnbereich

Zusammensetzung: org. Matrix (urethanmodifizierte Bis-GMA-Matrix);
anorg. Füllstoffe (ca. 81,5 Gew.%, mittl. Größe 0,8 µm)

Farbe / Chargennummer: A / 980910

Indikation:	Kavitäten Klasse I, II im Seitenzahnbereich; direkte Füllungstherapie; In- und Onlays
Verarbeitung:	Material evtl. mittels Amalgampistole applizieren, mit Amalgamstopfer adaptieren, mind. 40 sec belichten.

Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent): lichthärtendes, röntgenopakes Feinpartikel-Hybridkomposit

Zusammensetzung:	org. Matrix: Bis-GMA, UDMA, TEGDMA; anorg. Füllstoffe (80 Gew.%, mittl. Größe 0,7 µm): Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas, hochdisperses Siliciumdioxid, sphäroides Mischoxid; Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente
Farbe / Chargennummer:	A3 / D54812
Indikation:	Füllungen Klasse I-V, erweiterte Fissurenversiegelung, Reparatur von Composite- und Keramikverblendungen, Inlays/Onlays bei extraoraler Nachvergütung
Verarbeitung:	Material applizieren, adaptieren, 40 sec aushärten.

Z100 (3M ESPE): lichthärtendes, röntgenopakes Hybridkomposit-Füllungsmaterial

Zusammensetzung:	org. Matrix: Bis-GMA, TEGDMA; anorg. Füllstoffe (Partikelgröße: zw. 0,01–3,3 µm): Zirkonium, Silizium
Farbe / Chargennummer:	A3 / OJP
Indikation:	Front- und Seitenzahnbereich
Verarbeitung:	Material applizieren, 40 sec photopolymerisieren.

Filtek Z250 (3M ESPE): lichthärtendes, röntgenopakes Universalkomposit

Zusammensetzung:	org. Harzmatrix: Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA; anorg. Füllstoffe (82 Gew.%, mittl. Größe: 0,62 µm): Zirkonium/Silizium,
Farbe / Chargennummer:	A3 / 1 MY
Indikation:	alle Black-Klassen, direkte Front- und Seitenzahnrestaurationen, Stumpfaufbauten, Schienen, indirekte Restaurationen (Inlays, Onlays, Veneers)

Verarbeitung: Material applizieren, adaptieren, 20 sec belichten.
Cave! Belichtungszeit zahnfarbenabhängig.

5.1.1.2 Ormocerhaltige Komposite

Admira (VOCO): lichthärtendes Füllungsmaterial auf Ormocer-Basis

Zusammensetzung: org. Matrix (21,2 Gew.%): überwiegend dreidimensional vernetzte Verbundpolymere mit Bis-GMA, UDMA und TEGDMA;

anorg. Füllstoffe (78 Gew.%, mittl. Größe 0,7 µm): Siliziumdioxid, Barium-Aluminium-Boro-Silikatglas; Pigmente; Campherchinon und Stabilisatoren (0,8 Gew.%)

Farbe / Chargennummer: A3 / 18605

Indikation: alle Kavitätenklassen, Kronenstumpfaufbauten, Komposite-Inlays

Verarbeitung: Material applizieren, ca. 40-60 sec photopolymerisieren.

Definite (Degudent): Ormocer (Herstellerangabe)

Zusammensetzung: org. Matrix: Siloxan-Netzwerk mit polymerisierbaren Methacrylatgruppen (Ormocer-Matrix), Dimethacrylat; Füllstoffe; Additiva

Farbe / Chargennummer: A3 / 229

Indikation: okklusale Restaurationen, Zahnhalsbereich, mod, erweiterte Fissurenversiegelung

Verarbeitung: Material applizieren und 40 sec photopolymerisieren.

5.1.1.3 Verblendkomposit

Estenia (Kuraray): Verblendkomposit - Hybridkeramik

Zusammensetzung: Monomer: Urethan, UDMA, UTMA, Dimethacrylat

Matrix (8 Gew.%): funktionales Methacrylat Monomer, anorg. Füllstoffe (gesamt 92 Gew.%): Gamma-Aluminiummikrofüller (16 Gew.%, mittl. Größe ca. 0,02 µm), radioopake Glasfüller (76 Gew.%, mittl. Größe ca. 1,5–2,0 µm)

Farbe / Chargennummer: Dentin A 3 / 00212 A

Verarbeitung: Komposit applizieren, modellieren. Nach der Zwischenpolymerisation für 40 sec erfolgen Endpolymerisation und thermische Vergütung für 15 min bei 110°C in der Hitzekammer des CS-110.

Indikation: metallfreie und metallunterstützte Restaurationen, Implantatsuprakonstruktionen, Veneer-Technik (mit Panavia F als Adhäsiv-Komposit-Zement)

5.1.1.4 Temporärer Kronen- und Brückenkunststoff

Luxatemp Solar Plus (DMG): lichthärtbares automatisch anmischendes
2-Komponenten-Material

Zusammensetzung: org. Matrix: Bis-GMA, multifunktionelle Methacrylate;
anorg. Füllstoffe: Glasfüllstoff

Indikation: Herstellung temporärer Kronen und Brücken

Verarbeitung: Material mittels Doppelkartusche in den Vorabdruck füllen, in den Mund einbringen. 2,5–3 min nach dem Anmischvorgang Material aus dem Mund entnehmen. 20 sec pro Glied mit der Handlampe oder mind. 1 min im Lichtgerät belichten.

5.1.2 Vergleichswerkstoffe

Safecap Silber 70 (DMG) Non-Gamma-2-Amalgam

Zusammensetzung (Masse%): Silber 69,3; Zinn 19,4; Kupfer 10,9; Zink 0,4

Chargennummer: 501475

Verarbeitung: Anmischen mittels Mischgerät für ca. 5 sec, portionsweise Applikation des Materials, kondensieren, konturieren.

Indikation: okklusionsbelastete posteriore Restaurationen (Klasse I und II)

Legierung: $\text{AlMg}_{4,5}\text{Mn}_{0,7}$

Zusammensetzung (Masse%):

Magnesium 4,0-5,0; Mn 0,7; Eisen 0,35; Zink 0,25;
 Silizium 0,2; Kupfer 0,15; Chrom 0,15; Titan 0,10; Al ad
 100

Legierungstyp: nicht aushärtbar, naturhart

Werkstoffzustand: homogenisiert und entspannt

Einsatzgebiete: z.B. Vorrichtungen aller Art, Modellgrundplatten, Montageplatten, Lehren aller Art

5.1.3 Zwischenmedien**Aluminiumoxid-Pulver 3.0 micron (Buehler)**

50 g Aluminiumoxid-Pulver auf 400 ml Wasser

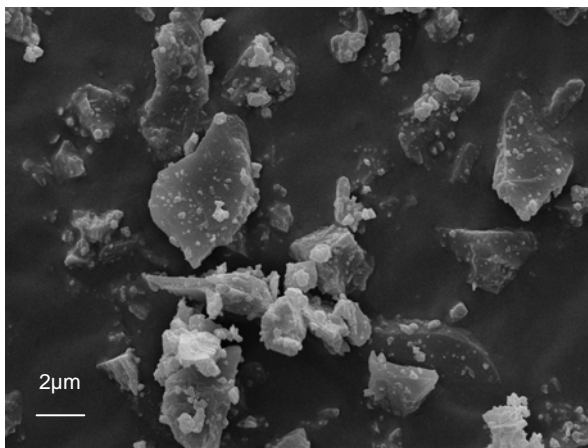


Abb. 2: REM-Aufnahme des Aluminiumoxid-Pulvers 3.0 micron

Speise-Hirse (Brüggen)

150 g Hirse (50 g je 5 sec gemahlen) auf 220 ml Wasser



Abb. 3: Speisehirse ungemahlen



Abb. 4: Speisehirse gemahlen

Hirse für Futterzwecke (BayWa AG)

150 g Hirse (50 g je 5 sec gemahlen) auf 220 ml Wasser



Abb. 5: Hirse für Futterzwecke ungemahlen



Abb. 6: Hirse für Futterzwecke gemahlen

Mais geschrotet (NTI)

50 g Mais (wie geliefert) auf 220 ml Wasser



Abb. 7: Mais geschrotet

Zahnpasta-Putzkörper (Fibre Glast Developments Corp.; Brookville, OH/USA)

1. Hydrated Silica RMS 110 000 15
2. Hydrated Silica RMS 110 00 00 22
3. Hydrated Silica RMS 100 74940

Zur Herstellung der Suspension wurden jeweils 50 g Putzkörper-Pulver auf 400 ml Wasser verwendet.

Der Hersteller legt die Unterschiede zwischen den Pulvern aus Schutzgründen nicht offen. Eine unterschiedliche Dichte der Putzkörper-Pulver wird vermutet. Die REM-Aufnahmen, mit deren Hilfe eine Charakterisierung versucht wurde, ließen keine Unterschiede erkennen. Daher wird nur eine Aufnahme als Beispiel gezeigt.

Auf Grund der gut messbaren, linearen Abrasion innerhalb einer annehmbaren Zeitspanne wurde Hydrated Silica RMS 110 000 15 für die Folgeversuche ausgewählt.

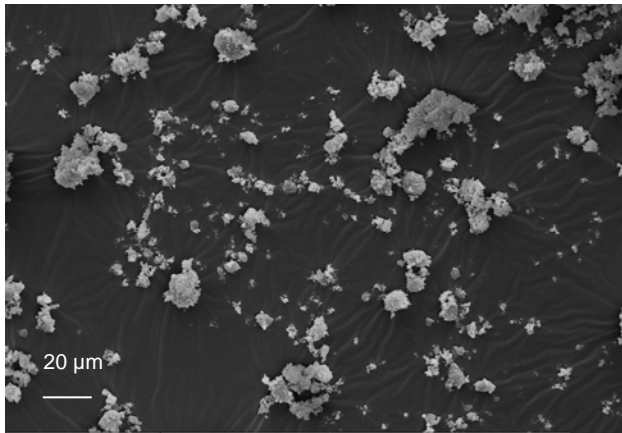


Abb. 8: REM-Aufnahme von RMS 100 74940

Colgate Sensation White (Colgate-Palmolive): Whitening-Zahnpasta

Zusammensetzung: Wasser, Hydrated Silica, Sorbitol, Aluminiumoxid, Glycerin, PEG-12, Tetrapotassium Pyrophosphate, PVM/MA Copolymer, Aroma, Natriumlaurylsulfat, Natriummonofluorophosphat, Carrageenan, Zellulosegummi /-klebstoff, Natriumhydroxid, Natriumsaccharin, CI 77891

Indikation: entfernt Verfärbungen (z.B. Tee, Kaffee, Nikotin, Rotwein), reinigt Zahnschmelz, hemmt die Zahnsteinneubildung, Fluoridabgabe

Eine Tube Zahnpasta (75 ml) auf 400 ml Wasser.

5.1.4 Antagonistenräder

1. Edelstahlräder (12 Rillen, diagonal) [s. Abb. 11]

V₂A-Stahl ungehärtet

V₂A-Stahl gehärtet (bei 870-900 °C)

2. Titan (12 Rillen, diagonal)

Ursprünglich war es nicht geplant, Titan als Antagonistenradmaterial zu untersuchen. Um das von der Werkstatt irrtümlich gelieferte Titanrad jedoch nicht verworfen zu müssen, wurde es in die Versuche integriert.

5.2 Herstellung der Prüfkörper

5.2.1 Prüfkörper für die Untersuchung der Abrasionsfestigkeit

Die 12 Kammern des Probenrades (Abb. 1) wurden unter Verwendung des mitgelieferten Formteilsatzes (zwei Messingscheiben mit einem Durchmesser von 51 mm und eine Achse mit Flügelschrauben) in drei Schichten bestückt. Die Messingscheiben dienen als Schablone für das fertige Probenrad. Für einen stabilen Verbund zwischen Radmaterial und Probenmaterial wurden die Kammern des Probenrades mit Edeldorund (Körnung 110 μm , Druck 3 bar) gestrahlt. Die erste und zweite Schicht des Komposites wurden jeweils 40 sec mit der Halogenlampe Elipar Highlight (3M ESPE) bestrahlt. Die oberste Schicht wurde mit lichtdurchlässiger Kunststoffolie abgedeckt, um durch eine glatte und dem Radumfang angepasste Wölbung den Einschleifvorgang zu verkürzen. Anschließend wurde 40 sec belichtet. Die Endpolymerisation des gesamten Rades erfolgte, nach Entfernung der Messingscheiben, durch 180 sec Bestrahlung im Dentacolor XS-Gerät (Kulzer). Die Estenia enthaltenden Kammern wurden als erste beschickt und zusätzlich 15 min bei 110 °C im Polymerisationsgerät CS-110 thermisch vergütet. Danach wurden die anderen Materialproben appliziert.

Für die Untersuchung des Zwischenmediums wurden jeweils drei Kammern eines Probenrades mit dem Komposit Superlux bestückt, die restlichen mit dem temporären K&B-Kunststoff Luxatemp. In die Auswertung gingen nur die Werte des Komposites Superlux ein.

Die Proben aus humaner und boviner Zahnhartsubstanz wurden aus oberen mittleren humanen und bovinen Frontzähnen mit rotierenden Instrumenten entsprechend der Kammerform gestaltet und mit Luxatemp in der Kammer fixiert.

Safecap Silber 70 wurde als letzter Werkstoff eingebracht. Die vorgefertigten Prüfkörper aus AlMg-Legierung wurden mit dem lichthärtenden K&B-Kunststoff Luxatemp Solar Plus in der korundgestrahlten Kammer befestigt.

Nach 24stündiger Wasserlagerung wurde das Probenrad im Nassschleifverfahren (1000 Grit) auf einen Durchmesser von 50 mm geschliffen, wobei gleichzeitig die Oberfläche geglättet wurde. Dies geschah in 400 ml Wasser und nach Herstellerangaben in zwei Schritten: 1. grobes Diamantrad (Kraft 15N, Frequenz des linken Motors: 140U/min, Frequenz des rechten Motors: 60U/min), 2. feines Diamantrad (1 min, rechter und linker Motor mit jeweils 130 U/min).

5.2.2 Prüfkörper für die Untersuchung der Bürstenabrasion

Pro Komposit wurde jeweils ein zylindrischer Prüfkörper entsprechend der ISO-Norm 9917 (1987) für Füllungsmaterialien in geteilten Teflon-Formen (Höhe 8 mm, Innendurchmesser 6 mm) angefertigt. Nach dem Einbringen der Komposite wurden die Ober- und Unterseite der Formen mit Klarsichtfolie abgedeckt und die Proben 40 sec mit Elipar Highlight sowie im Dentacolor XS-Gerät (Kulzer) beidseitig je 180 sec lichtgehärtet. Die Prüfkörper wurden für 24 h bei 37°C in Wasser gelagert.

5.2.3 Prüfkörper für die Untersuchung von Biegefestigkeit und Mikrohärt

Für jede Untersuchung wurden aus den Kompositen je 10 Prüfkörper mit den Maßen 15 mm x 5 mm x 2 mm in einer geteilten Messingform angefertigt. Die Ober- und Unterseite wurden mit einer Klarsichtfolie abgedeckt. Die photopolymerisierenden Materialien wurden mit Elipar Highlight 40 sec und abschließend im Dentacolor XS-Gerät beidseitig 180 s bestrahlt. Die Prüfkörper aus Estenia wurden beidseits je 40 sec mit Elipar Highlight bestrahlt und dann gemäß den Herstellerangaben 15 min bei 110°C thermisch nachbehandelt. Alle Prüfkörper wurden für 24 h in Wasser bei 37°C gelagert.

Das in einer Kapsel prädosierte Non-Gamma-2-Amalgam wurde 5 sec maschinell angemischt, in die Messingform eingebracht, mittels Amalgamstopfer kondensiert und an der Oberfläche mit einem Zementspatel geglättet.

5.3 Untersuchungs-Methoden

5.3.1 3-Medien-Abrasion

Zur Simulation des Nahrungsabriebes wurde die ACTA-Methode (de Gee et al. 1986) modifiziert: In unterschiedlichen Versuchsreihen variierten das Zwischenmedium, der Bezugswerkstoff, das Antagonistenrad, die Probenradbestückung und die Zyklenzahl.

Für alle Versuche wurde die ACTA-Maschine der Firma Willytec verwendet. Dabei rotiert ein Probenrad gegenläufig gegen ein Antagonistenrad (Abb. 1). Als Material für das Antagonistenrad (12 diagonale Nuten, Winkel 45 °, Tiefe ca. 1 mm, Schräge

30°, Durchmesser 19 mm) wurden V₂A-Stahl gehärtet und ungehärtet sowie Titan verwendet.

Das Antagonistenrad läuft mit einem Anpressdruck von 15 N und ca. 15% zeitlicher Verzögerung (sog. negativer Slip) gegenüber dem Probenrad, um die Abgleitbewegungen während des Kauvorganges zu simulieren. Der linke Motor (das Antagonistenrad) unterliegt einer Frequenz von 130 U/min, der rechte (das Probenrad) von 60 U/min.

Das Probenträgerrad (Durchmesser 47 mm) enthält 12 durch kleine Stege abgeteilte Kammern. Die Materialien wurden so auf dem Probenrad positioniert, dass Wiederholungen derselben Anordnung vermieden wurden.

Mit jedem Material wurden mindestens 3 Kammern bestückt und pro Kammer mindestens drei Messungen (zwei seitlich und eine mittig) mit dem Hommeltester T 8000 (Hommelwerke) durchgeführt.

Dabei wurde mit der Software das Profil der abradierten Fläche ermittelt und berechnet.

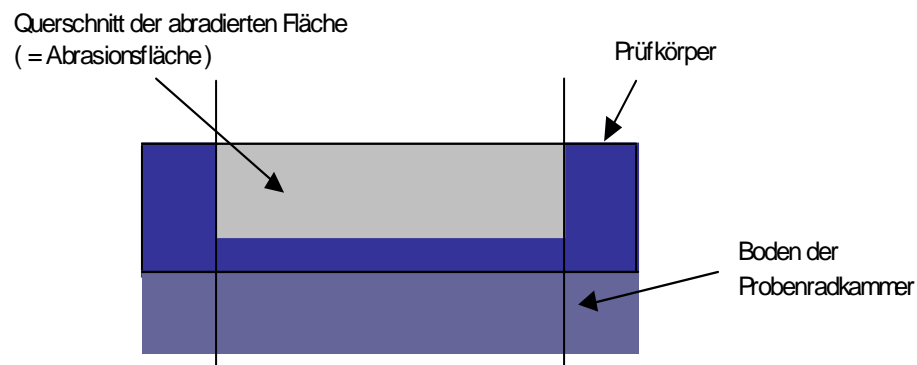


Abb. 9: Schnitt durch eine Kammer des Probenrades

5.3.2 Bestimmung von Kerbenfläche und -tiefe des Antagonistenrades

Um die Veränderungen, denen auch das Antagonistenrad während der Versuche zur 3-Medien-Abrasion unterworfen ist, sichtbar zu machen, wurden sowohl Tiefe als auch Fläche der 12 Kerben des Antagonistenrades über Zeiträume von mehreren 100.000 Zyklen beobachtet. Dabei erfolgten die Messungen nach jeweils 200.000 Zyklen.

Es wurden Veränderungen an je einem Antagonistenrad aus V₂A-Stahl gehärtet und ungehärtet (ohne Referenzmaterial und mit nur einem Komposit bzw. Amalgam auf dem Probensträger) sowie einem V₂A-Stahl-Rad gehärtet (mit einem Prüfkörper aus AlMg-Legierung als Referenzmaterial auf dem Probensträger) messtechnisch erfasst. Der Kerbenquerschnitt wurde mit dem Hommeltester T 8000, die Kerbtiefe mit dem Mikroskop Axiotech (Zeiss) bestimmt (s. Abb. 10 und 11).

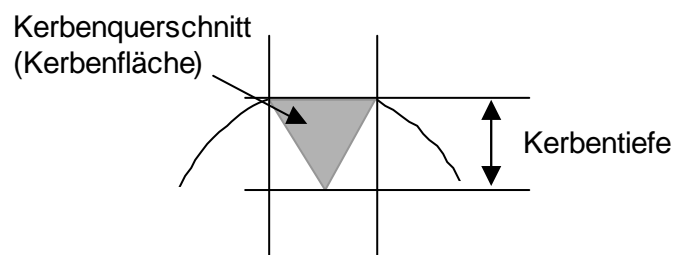


Abb. 10: Schnitt durch das Antagonistenrad

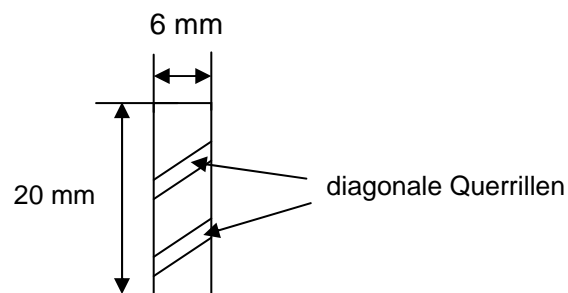


Abb. 11: Aufsicht auf das Antagonistenrad

5.3.3 Bürstenabrasion

Die Prüfkörper wurden mit SuperSnap Disks (Shofu) in folgender Reihenfolge poliert: coarse, medium, fine und superfine (Ausgangssituation für die Bürstenabrasion).

Es wurden die elektrische Zahnbürste Plak Control (Braun) (Abb. 12) mit einem Anpressdruck des Bürstenkopfes auf den Prüfkörper von 1 N und die Whitening Zahnpasta Colgate Sensation White (Colgate-Palmolive) verwendet. Die Versuchsdauer betrug 40 min.

Nach jeweils 10 min wurden die Probenkörper um 90° gedreht. Die mittlere Rauigkeit R_a wurde mit dem Oberflächenprüfgerät Hommel-Tester T 1000 (Hommelwerke) bestimmt. Werden beim Zähneputzen 4 sec pro Zahn zu Grunde gelegt, so entspricht die Versuchsdauer 600 mal Zähneputzen.

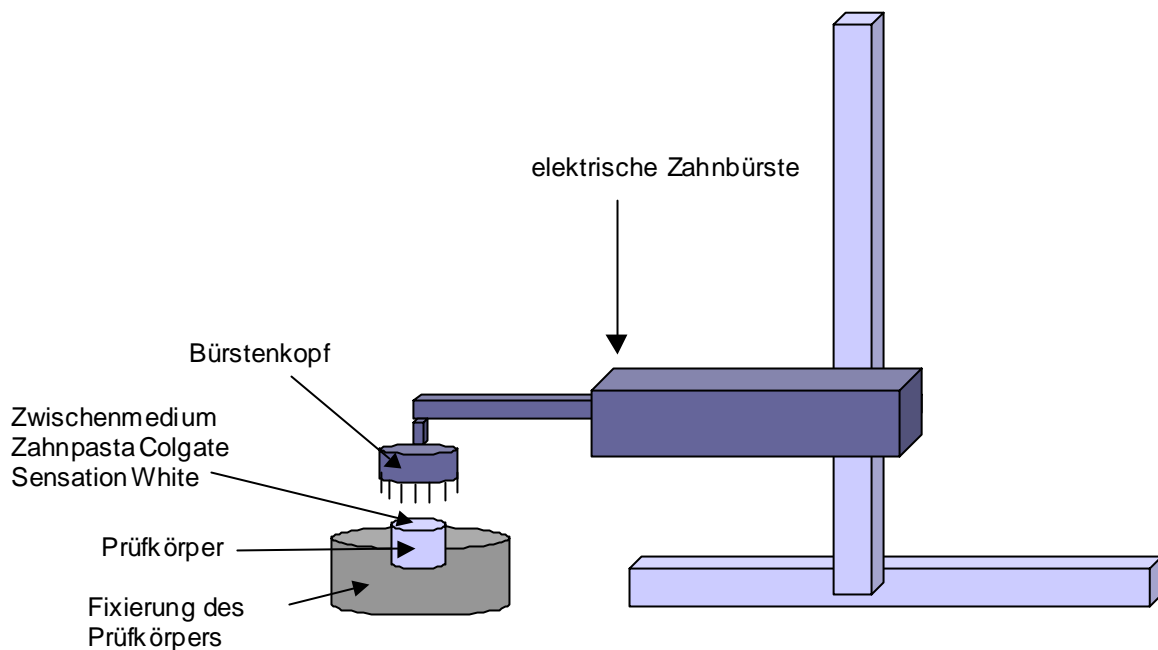


Abb. 12: Versuchsaufbau der Zahnbürstenabrasion

5.3.4 Biegefestigkeit

Nach Lagerung der Prüfkörper für 24 h bei 37 °C in Wasser wurden die Versuche in einer 3-Punkt-Biegeanordnung an der Universalprüfmaschine (Zwick 1435) in Anlehnung an die Norm DIN EN ISO 4049 (2000) durchgeführt. Stützweite sowie Prüfkörpermaße wurden vom Bereich Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der FSU Jena entgegen der Norm 4049 verändert. Die abweichende Dimensionierung (5 mm x 2 mm x 15 mm) bewirkte eine Reduzierung der Fehlerquote bei der Prüfkörperherstellung (Rzanny et al. 1999a). Die quaderförmigen Prüfkörper wurden bei einer Stützweite von 12 mm mit einer Druckfinne mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1mm/min bis zum Bruch belastet. Die Vorkraft betrug 1 N.

5.3.5 Mikrohärte nach Vickers

Bei der Härteprüfung nach Vickers wird eine quadratische Diamantpyramide mit einem Öffnungswinkel von 136° mit einer bestimmten Kraft F auf die plane Fläche des Prüfkörpers gedrückt. Dabei gilt die Kraft als Ursache für die Deformation gebundener Materie. Es entsteht ein Eindruck mit quadratischer Grundfläche auf der Oberfläche des Prüfkörpers. Die Diagonale d (mm) des Quadrates wird gemessen und die Vickers-Härte berechnet: $HV = 1,8544 \times F \times d^{-2}$ [Kraft/mm²]. Die ermittelte Härte wird dimensionslos unter der Angabe von „Belastung und Belastungszeit“ hinter dem Kurzzeichen HV angegeben.

Die Härte wurde nach 24-stündiger Lagerung in Wasser bei 37 °C mit dem Härteprüfgerät 3212 (Zwick) bestimmt. Die Prüfkörper wurden mit 5 kg für 20 s (HV_{5-20}) belastet. Pro Prüfkörper wurden 10 Eindrücke ausgemessen.

5.4 Mathematisch-statistische Auswertung

Die mathematisch-statistische Auswertung beinhaltet die Bestimmung von Mittelwert (\bar{x}) und Standardabweichung (s).

Der Vergleich der gewonnenen Mittelwerte auf Signifikanz erfolgte mit dem t-Test nach Student (Normalverteilung der gemessenen Werte). Die Signifikanzschwelle wurde mit $p \leq 0,05$ festgesetzt.

6 Ergebnisse

Die Farbcodierung der verwendeten Materialien ist auf der letzten, herausklappbaren Seite abgedruckt.

6.1 Biegefestigkeit

In Abb. 13 ist die Biegefestigkeit der Werkstoffe nach 1tägiger Wasserlagerung bei 37°C dargestellt.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen sind in Tabelle 1 des Anhangs einsehbar.

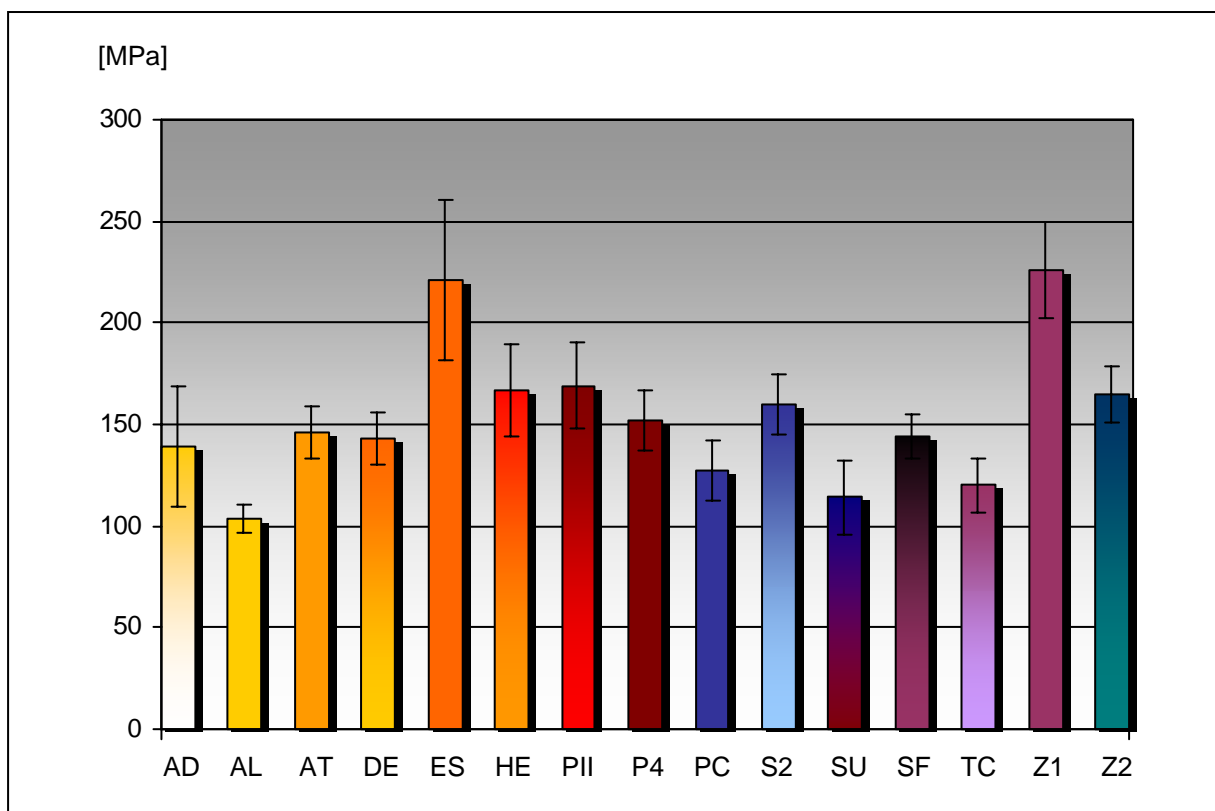


Abb. 13: Biegefestigkeit von Kompositen nach 1tägiger Wasserlagerung

Das Füllungskomposit Z100 sowie das Verblendkomposit Estenia verfügen mit mehr als 220 MPa über die höchste Biegefestigkeit. Mit Mittelwerten zwischen 104 und 127 MPa zeigen Alert, Superlux, Tetric Ceram und Prodigy Condensable die niedrigste Biegefestigkeit. Das Komposit Z100 besitzt eine mehr als doppelt so hohe gegenüber Alert. Das Mittelfeld mit dicht beieinander liegenden Werten bilden in absteigender Reihenfolge: Pertac II, Herculite XRV, Filtek Z250, Solitaire2, Point 4, Arabesk Top, Sure Fil sowie Definite und Admira.

6.2 Mikrohärte nach Vickers

In Abb. 14 wird die Mikrohärte nach Vickers nach 1tägiger Wasserlagerung der Werkstoffe bei 37 °C wiedergegeben.

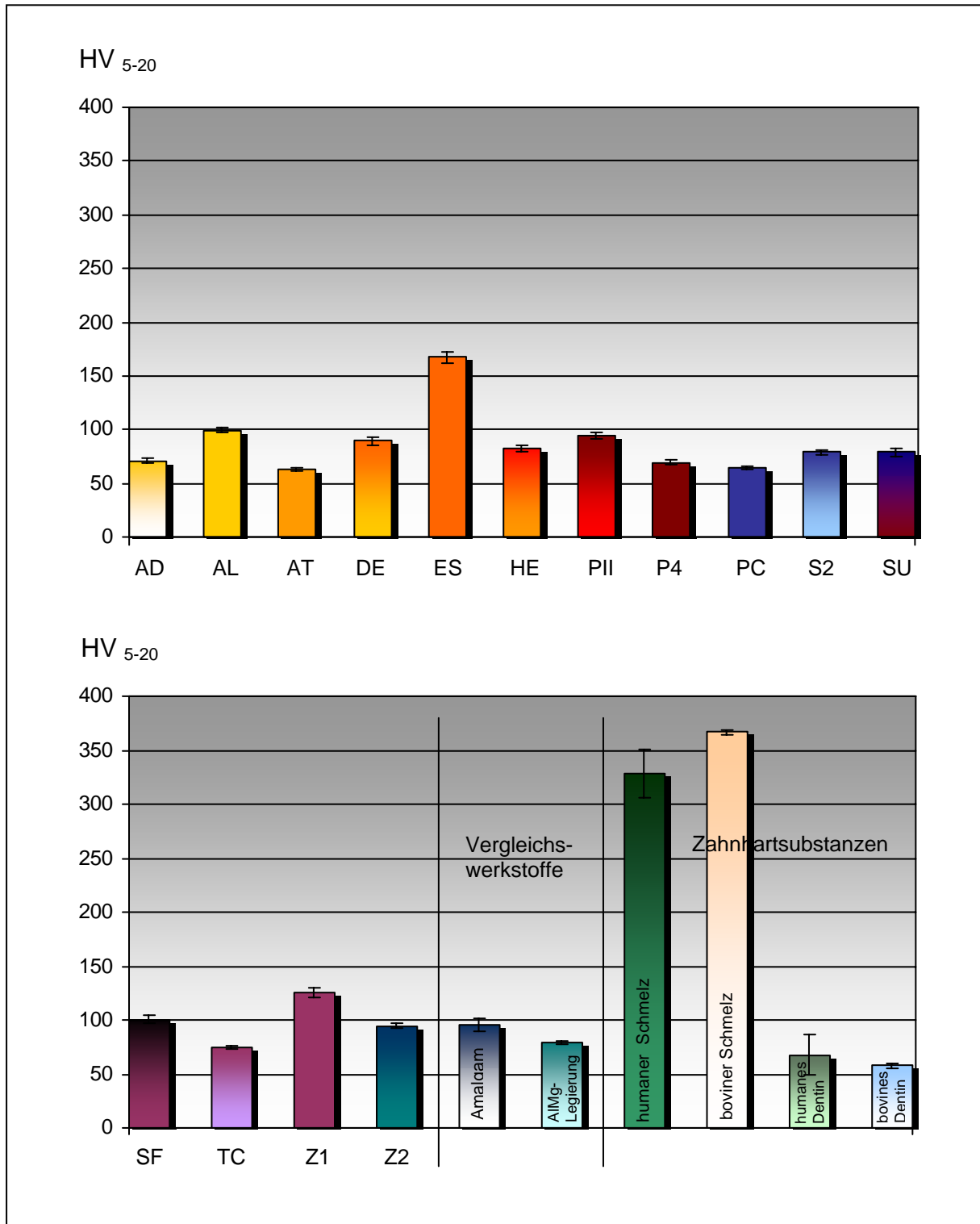


Abb. 14: Vickershärte₅₋₂₀ von Kompositen nach 1tägiger Wasserlagerung sowie der Vergleichswerkstoffe und der humanen und bovinen Zahnhartsubstanzen

Außerdem wurden die Vergleichswerkstoffe Amalgam und AlMg-Legierung sowie die humanen und bovinen Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin untersucht.

Über die mit deutlichem Abstand höchste Mikrohärtigkeit verfügen dabei Rinderschmelz (367) und Humanschmelz (328). Sie unterscheiden sich von allen anderen untersuchten Materialien. Demgegenüber finden sich bei Humandentin signifikant höhere Werte als bei Rinderdentin. Das Humandentin weist gegenüber Humanschmelz eine um 79 Prozent geringere Vickershärtigkeit auf. Die Härte des Rinderdentins ist um 84 Prozent geringer als die des Rinderschmelzes und ist somit auch in der Gesamtheit aller untersuchten Materialien am niedrigsten.

Bei den Kompositen besitzt das Verblendkomposit Estenia mit 167 die signifikant höchste Härte, gefolgt von Z100 (125). Die niedrigsten Werte finden sich bei Arabesk Top und Prodigy Condensable. Damit ergibt sich für die Komposite folgende Reihenfolge abnehmender Härte: Estenia, Z100, Sure Fil und Alert, Filtek Z250 und Pertac II, das ormocerhaltige Komposit Definite, Herculite XRV, Solitaire2 und Superlux, Tetric Ceram, das ormocerhaltige Komposit Admira und Point4 sowie Prodigy Condensable und Arabesk Top.

Das Non-Gamma 2-Amalgam Safecap Silber 70 findet sich mit 96 im Hauptfeld aller untersuchten Materialien und weist keine signifikanten Unterschiede zu den Kompositen Alert, Pertac II, Sure Fil und Filtek Z250 auf. Das neu zu untersuchende Referenzmaterial AlMg-Legierung zeigt mit 79,4 eine signifikant geringere Härte als das Amalgam und keine signifikanten Unterschiede zu den Kompositen Solitaire2 und Superlux.

Die Mittelwerte, Standardabweichungen und Ergebnisse der Varianzanalyse finden sich in Tabelle 2 und 3 des Tabellenanhangs.

6.3 Oberflächenrauigkeit

6.3.1 Oberflächenrauigkeit nach Politur und Zahnbürstenabrasion

In Abb. 15 werden die Mittenrauwerte von 14 Kompositen nach der Politur mit dem Poliersystem SuperSnap sowie nach anschließender Zahnbürstenabrasion mit der elektrischen Zahnbürste Oral B wiedergegeben.

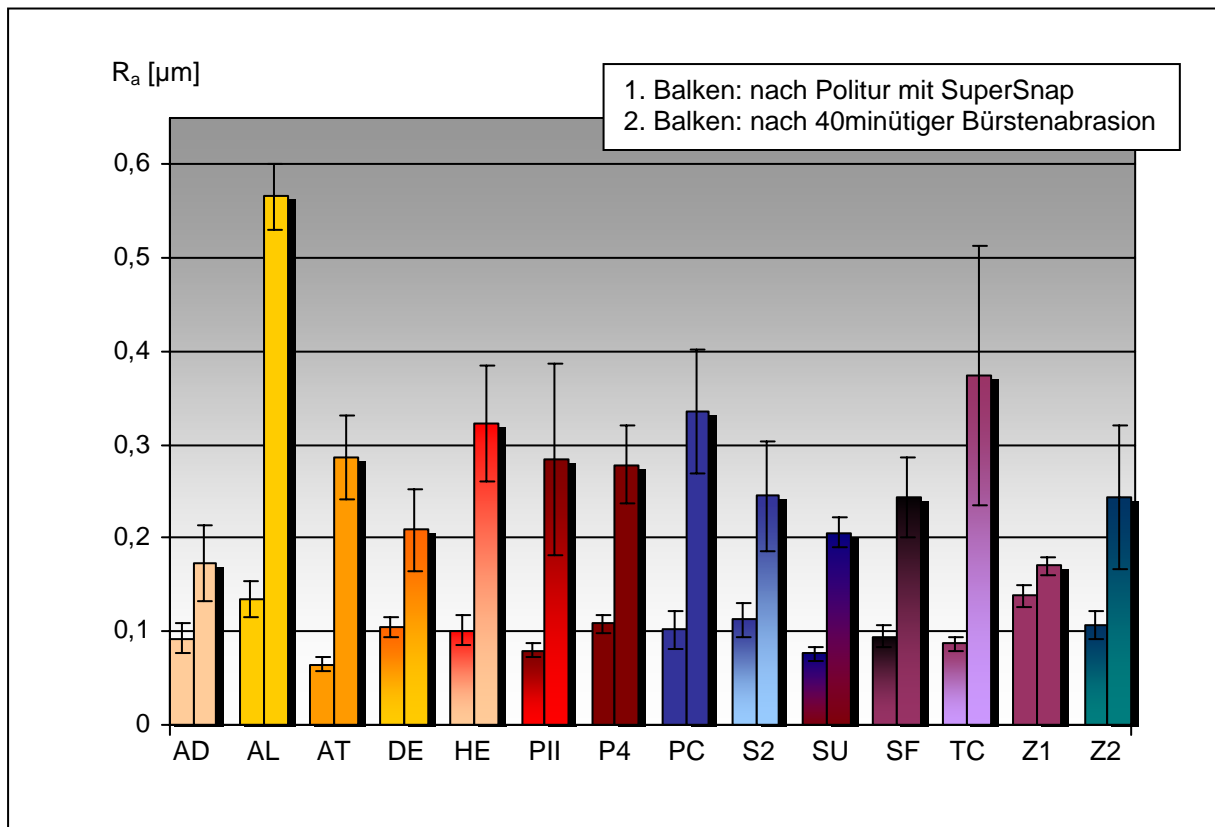


Abb. 15: Mittenrauwerte R_a von Kompositen nach Politur und 40minütiger Bürstenabrasion

6.3.1.1 nach Bearbeitung mit dem Poliersystem SuperSnap

Den geringsten Mittenrauwert weisen Arabesk Top, den höchsten Z100 und Alert auf. In absteigender Folge schließen sich Solitaire2, Point 4, Filtek Z250, Definite, Prodigy Condensable sowie Herculite XRV an, die keinen signifikant unterschiedlichen R_a zeigen. Diesen folgen Sure Fil, dann Admira und Tetric Ceram sowie Pertac II und Superlux.

6.3.1.2 nach Bürstenabrasion mit der elektrischen Zahnbürste Oral B

Den mit Abstand höchsten Mittenrauwert läßt Alert mit 0,57 µm erkennen.

Absteigend folgen: Tetric Ceram, Prodigy Condensable, Herculite XRV, Arabesk Top, Pertac II sowie Point 4, dann Solitaire2, Sure Fil, Filtek Z250, Definite und Superlux. Die Werte der meisten Komposite finden sich in einem Bereich zwischen 0,2 und 0,3 µm. Unter 0,2 µm, und somit die geringste Oberflächenrauigkeit aufweisend, kommen lediglich Admira und Z100. Dies bedeutet eine um ca. 70 Prozent geringere mittlere Rauigkeit gegenüber Alert.

6.3.1.3 Vergleich zwischen dem Zustand nach Bearbeitung mit dem Poliersystem SuperSnap und nach Bürstenabrasion (elektrische Zahnbürste Oral B)

Die mittlere Rauigkeit aller mit SuperSnap polierten Prüfkörper weist signifikante Unterschiede gegenüber der nach Bürstenabrasion auf. Die mit Abstand stärkste Zunahme zeigen Arabesk Top (um 340 %), Tetric Ceram (um 330 %) sowie Alert (um 319 %). Die geringsten Veränderungen weist Z100 auf, das lediglich eine Zunahme um 23 % zu verzeichnen hat. Die Einzelwerte sowie die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tabellen 4 - 7 des Anhangs aufgeführt.

6.3.2 Oberflächenrauigkeit nach Abrasion mit der ACTA-Methode

In Abb. 16 werden die Mittenrauwerte von 4 Kompositen nach der Abrasion mit der ACTA-Methode grafisch dargestellt. Jeweils ein Probenrad wurde vollständig mit nur einem der Komposite, Alert, Estenia, Superlux sowie Tetric Ceram, bestückt. Als Antagonistenräder wurden je ein Probenrad aus V₂A-Stahl ungehärtet und gehärtet verwendet.

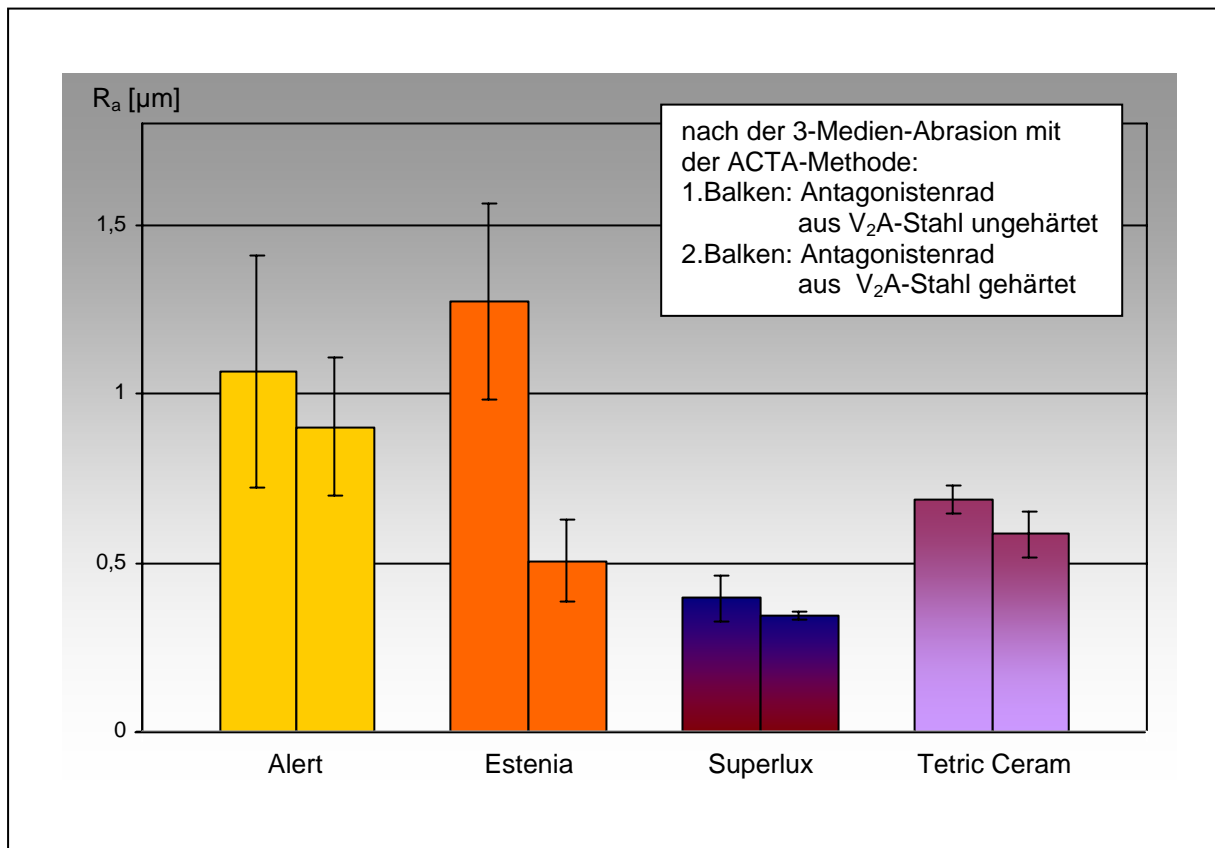


Abb. 16: Mittenrauwerte R_a von Kompositen nach 3-Medien-Abrasion mit der ACTA-Methode (200.000 Zyklen) in Abhängigkeit vom Material des Antagonistenrades

Nach der 3-Medien-Abrasion mit V₂A-Stahl gehärtet als Antagonistenrad zeigen die Komposite Estenia, Superlux und Tetric Ceram signifikant niedrigere Mittenrauwerte als mit V₂A-Stahl ungehärtet als Antagonistenrad. Bei Alert und Estenia treten sehr große Standardabweichungen auf. Superlux zeigt mit Werten deutlich unter 0,5μm sowohl mit V₂A-Stahl gehärtet als auch ungehärtet als Antagonistenrad die geringste Rauigkeit, verbunden mit geringen Standardabweichungen.

Die Einzelwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests finden sich in den Tabellen 8 und 9 des Anhangs.

6.4 3-Medien-Abrasion

6.4.1 Einfluss des Zwischenmediums auf die Abrasion

Bei den Untersuchungen der verschiedenen Zwischenmedien wird die Abrasionsfläche [mm²] des Komposites Superlux nach 5.000, 10.000, 25.000, 50.000, 100.000, 150.000 sowie 200.000 Zyklen bestimmt.

In Abb. 17 sind die Ergebnisse dargestellt. Die entsprechenden Einzelwerte sowie die Ergebnisse der Signifikanztests finden sich in den Tabellen 10 - 23 des Anhangs.

1. Hirse für Futterzwecke

Nach 5.000 sowie 10.000 Zyklen ist keine Abrasion messbar. Dies ist erst nach 25.000 möglich. Bei weiter zunehmender Zyklenzahl entstehen signifikante Unterschiede.

2. Speisehirse

Zu keinem Zeitpunkt kann eine messbare Abrasion festgestellt werden.

3. Mais, geschrotet

Der Versuch wird nach 5.000 Zyklen abgebrochen, da der Mais verklumpt.

4. RMS 110 000 15

Schon nach 5.000 Zyklen kann eine signifikante Abrasion festgestellt werden. Die Werte aller nach den o.g. Zyklenabschnitten vorgenommenen Messungen unterscheiden sich signifikant voneinander.

5. RMS 110 00 00 22

Bereits nach 5.000 Zyklen ist eine messbare Abrasionsfläche vorhanden. Mit Ausnahme der Werte nach 5.000 Zyklen gegenüber denen nach 10.000 Zyklen sind die Veränderungen signifikant.

6. RMS 100 74940

Bei diesem Zwischenmedium ist der geringste Wert der durch Zahnpastaputzkörper nach 5.000 Zyklen verursachten Abrasion zu verzeichnen. Zwischen den Abrasionswerten nach unterschiedlicher Anzahl von Zyklen finden sich immer signifikante Unterschiede.

7. Colgate Sensation White

Die Zahnpasta bewirkt die zweitgrößte Abrasion aller untersuchten Zwischenmedien nach 5.000 Zyklen. Zwischen den Werten nach 150.000 und 200.000 Zyklen besteht, im Gegensatz zu allen übrigen Messergebnissen, kein signifikanter Unterschied mehr.

8. Aluminiumoxid-Pulver

Der Einsatz des Aluminiumoxid-Pulvers hat die stärkste Abrasion aller untersuchten Zwischenmedien nach 5.000 Zyklen zur Folge. Gegenüber dem Putzkörper RMS 100 74940 fällt die um 356 Prozent stärkere Abrasionswirkung des Aluminiumoxid-Pulvers auf. Zwischen den Messwerten bei 150.000 und 200.000 Zyklen besteht kein signifikanter Unterschied mehr, da das Profil des Antagonistenrades vollständig abradiert ist.

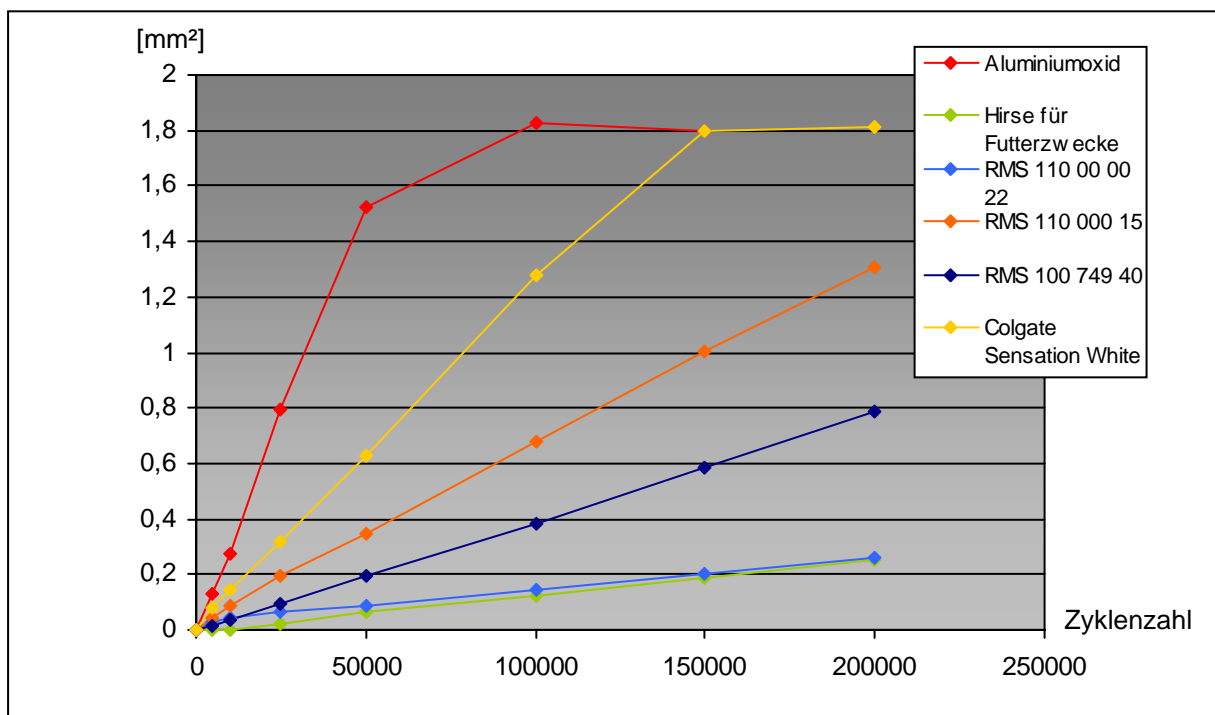


Abb. 17: Abrasionsflächen von Superlux in Abhängigkeit von Zwischenmedium und Anzahl der Zyklen

Nach 5.000, 25.000, 50.000 und 100.000 Zyklen haben alle untersuchten Zwischenmedien eine signifikant unterschiedliche Abrasion bewirkt. Bei 10.000 Zyklen findet sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Putzkörpern RMS 110 00 00 22 und RMS 100 74940.

Nach 150.000 sowie 200.000 Zyklen unterscheiden sich die Messergebnisse der Zwischenmedien Hirse für Futterzwecke und des Putzkörpers RMS 110 00 00 22 nicht mehr signifikant. Dies trifft auch auf das Aluminiumoxid-Pulver gegenüber der Zahnpasta Colgate Sensation White nach 150.000 Zyklen zu.

Um ein übersichtlicheres Bild zu schaffen, werden die Resultate in 3 große Gruppen eingeteilt (Angabe immer in absteigender Reihe):

Abrasion über $1,1 \text{ mm}^2$ weisen auf:

Humandentin, Amalgam, Pertac II, Prodigy Condensable, Tetric Ceram und Herculite XRV.

Zwischen $1,1$ und $0,9 \text{ mm}^2$ zeigen:

Admira, Filtek Z250, Arabesk Top und Point 4.

Unter $0,9 \text{ mm}^2$ finden sich bei:

Alert, Z100, Sure Fil, Definite, Superlux, Solitaire2 und Humanschmelz.

Die Abrasionsfläche des Komposites Solitaire2, das die geringste Abrasion aufweist, macht nur ca. 35 Prozent der des Humandentins aus.

6.4.2.3 Jeweils ein Komposit pro Probenrad

In Abb. 20 ist die Abrasionsfläche ausgewählter Komposite nach 200.000 Zyklen graphisch dargestellt. Alle 12 Kammern eines Probenrades wurden mit dem gleichen Komposit bestückt. Es wurde ein Antagonistenrad aus V_2A -Stahl ungehärtet verwendet.

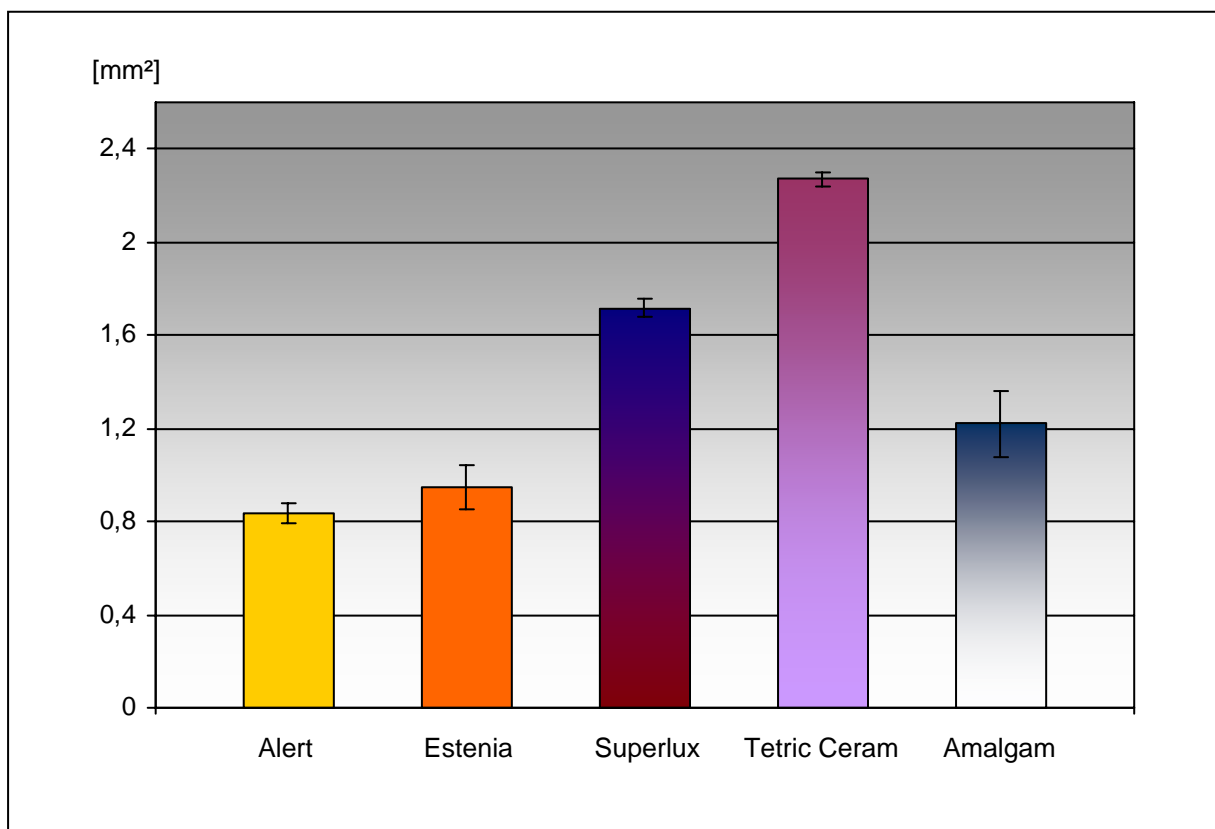


Abb. 20: Abrasionsfläche ausgewählter Komposite nach 200.000 Zyklen
(je ein Komposit/Rad)

Die größte Abrasion weist Tetric Ceram auf, in absteigender Reihe folgen Superlux und Amalgam. Estenia und Alert zeigen Ergebnisse unter 1 mm². Alle Werte unterscheiden sich signifikant voneinander. Alert zeigt eine um ca. 63 Prozent geringere Abrasion als Tetric Ceram. Die Standardabweichungen in Prozent des Mittelwertes betragen bei Estenia 10 % und bei Amalgam 12 %, im Gegensatz zu Superlux mit 2 % und Tetric Ceram mit 1 %.

Zahlenwerte sowie Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tabellen 28 - 31 des Anhangs aufgeführt.

6.4.2.4 Komposite mit Amalgam sowie humaner und boviner Zahnhartsubstanz auf dem Probenrad

Abb. 21 zeigt die Ergebnisse der 3-Medienabration bei einer Radbestückung mit 9 Kompositen, Amalgam als Vergleichswerkstoff sowie humaner und boviner Zahnhartsubstanz nach 200.000 Zyklen.

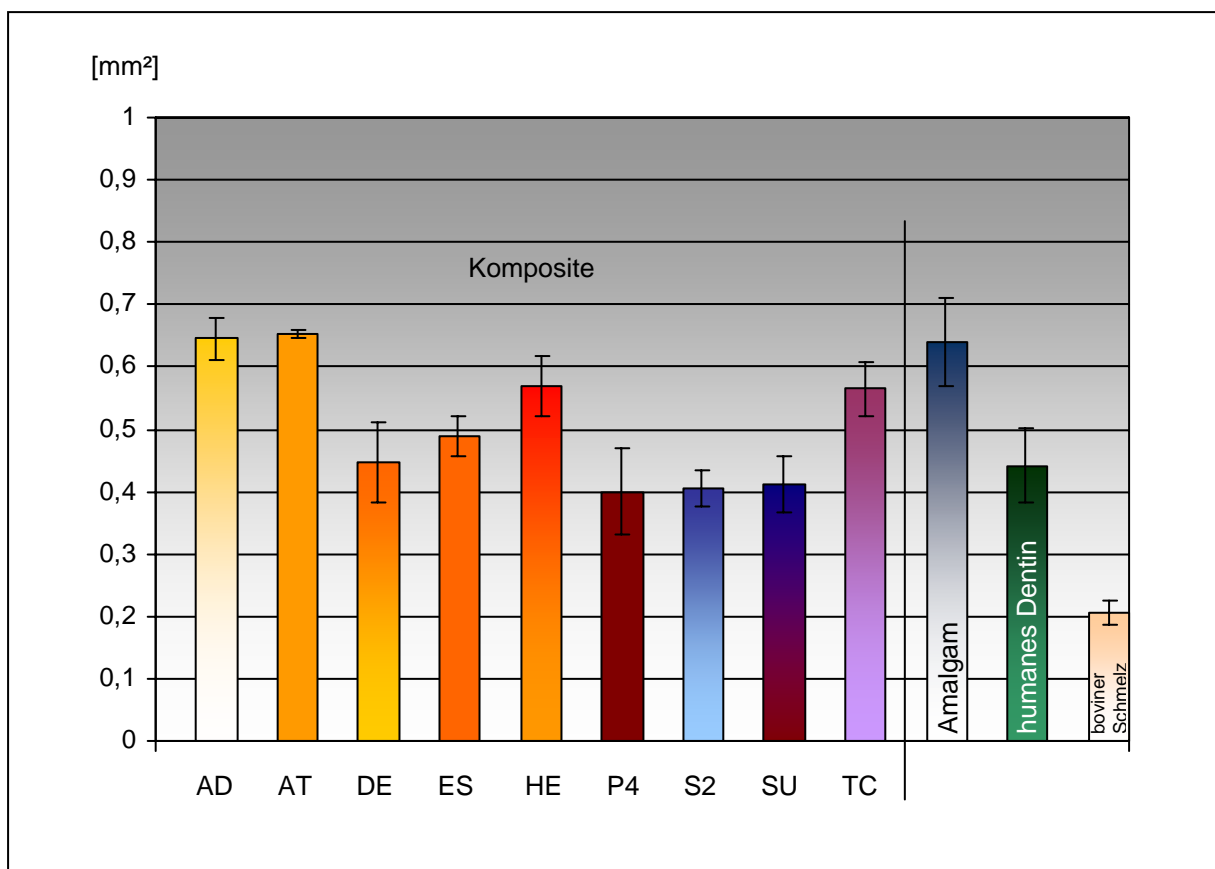


Abb. 21: Abrasionsfläche von ausgewählten Kompositen, Amalgam sowie humaner und boviner Zahnhartsubstanz auf dem Probenrad

Der Vergleich ergibt folgendes Bild: Die höchste Abrasion zeigt mit $0,653 \text{ mm}^2$ Arabesk Top, gefolgt von Admira und Amalgam ohne signifikanten Unterschied. Mit geringeren Abrasionswerten folgen Herculite XRV, Tetric Ceram und Estenia. Die Gruppe Definite, Humanschmelz, Superlux, Solitaire2 und Point 4 weist mit Werten zwischen $0,450$ und $0,400 \text{ mm}^2$ wiederum einen verminderten Abrieb auf.

Boviner Schmelz zeigt mit einer gegenüber Arabesk Top um 220 Prozent geringeren Abrasion den mit Abstand geringsten Substanzverlust.

Die Zahlenwerte sowie die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tabellen 32 - 33 des Anhangs aufgeführt.

6.4.2.5 Komposite mit AlMg-Legierung als Vergleichswerkstoff auf dem Probenrad

Abb. 22 zeigt die Ergebnisse der Untersuchung der Abrasionsfläche nach 200.000 Zyklen bei einer Räderbestückung mit 8 Kompositen sowie einem vorgefertigten homogenen Prüfkörper aus AlMg-Legierung als Vergleichswerkstoff.

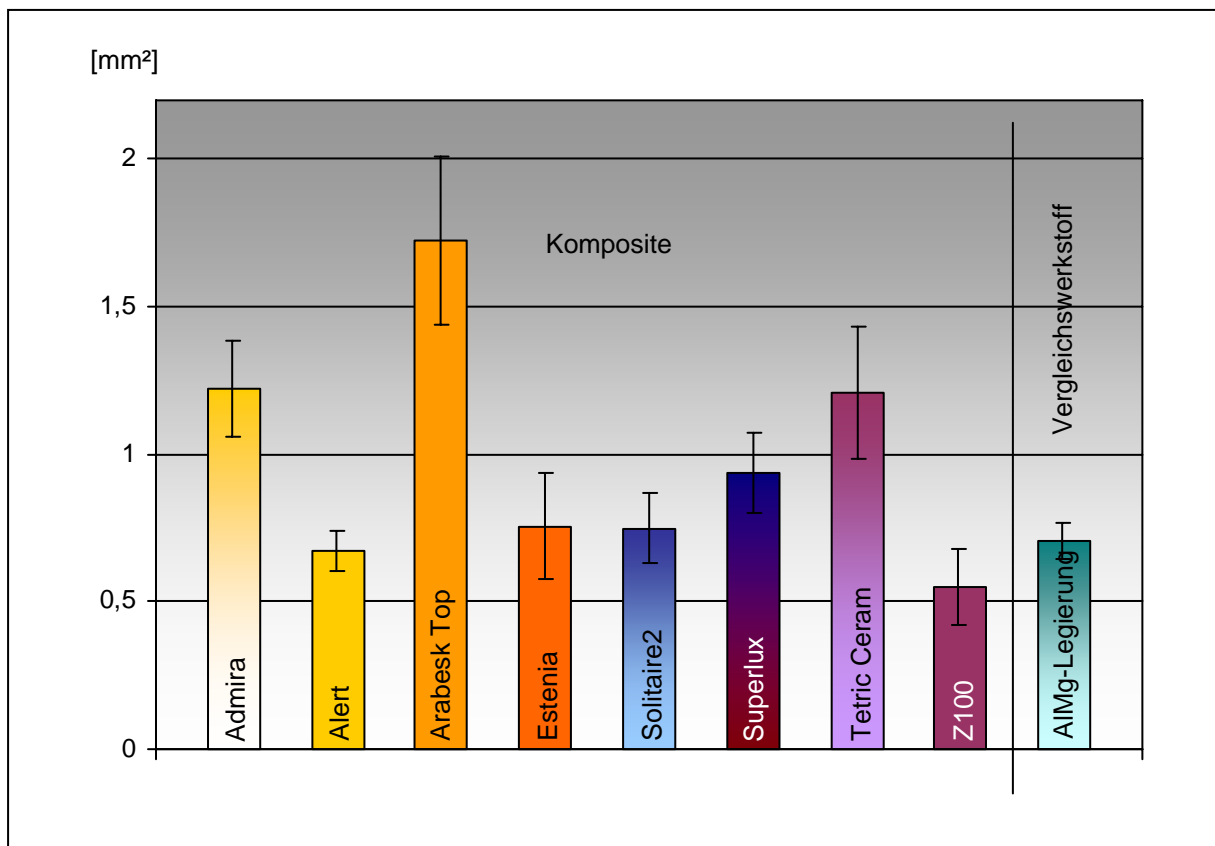


Abb. 22: Abrasionsfläche ausgewählter Komposite mit AlMg-Legierung als Vergleichswerkstoff nach 200.000 Zyklen

Den signifikant höchsten Substanzverlust verzeichnet Arabesk Top. Ebenfalls Werte über 1 mm² zeigen Admira und Tetric Ceram, die sich nicht signifikant voneinander unterscheiden. Die Mehrheit der untersuchten Materialien liegt mit Werten zwischen 0,5 und 1 mm² relativ eng beieinander. In absteigender Reihe findet sich Superlux, gefolgt von einer Gruppe aus Estenia, Solitaire2, AlMg-Legierung und Alert. Bei Z100 finden sich die signifikant niedrigsten Abrasionswerte der Untersuchungsreihe, die gegenüber denen von Arabesk Top um 68 Prozent geringer sind. Die Mittelwerte, Standardabweichungen sowie die Ergebnisse der Signifikanztests finden sich in den Tabellen 34 - 35 des Anhangs.

6.4.3 Einfluss des Antagonistenrades auf die Abrasion sowie Veränderungen am Antagonistenrad

6.4.3.1 Titan als Material für das Antagonistenrad

In Abb. 23 ist das Abrasionsverhalten der Komposite Arabesk Top, Solitaire2, Tetric Ceram sowie Z100 dargestellt.

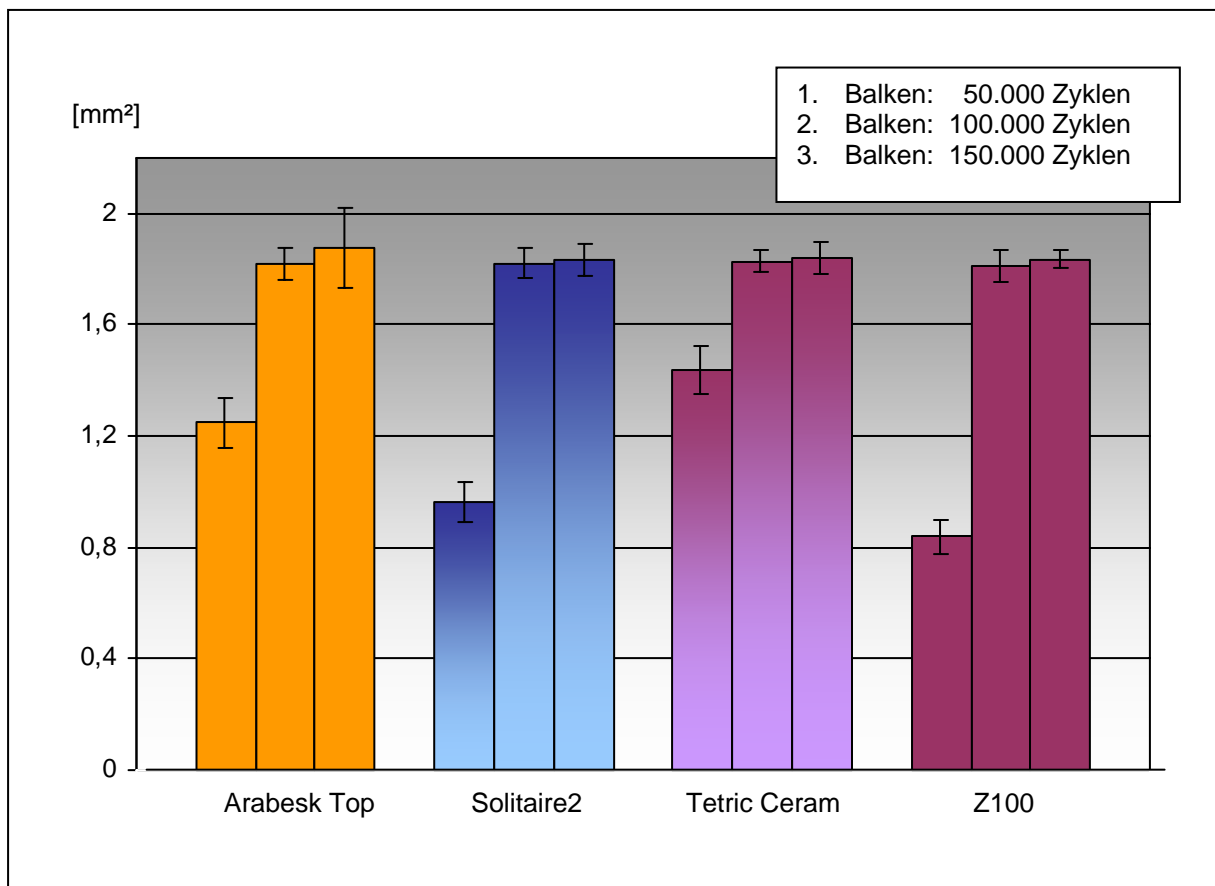


Abb. 23: Abrasionsfläche ausgewählter Komposite mit Titan als Material des Antagonistenrades

Als Material für das Antagonistenrad wurde Titan genutzt, als Zwischenmedium Hydrated Silica RMS 110 000 15.

Nach 50.000 Zyklen bestehen signifikante Unterschiede zwischen allen untersuchten Kompositen. Dagegen sind nach 100.000 sowie 150.000 Zyklen keine signifikant unterschiedlichen Werte mehr messbar. Nach 50.000 Zyklen zeigt Z100 die geringste Abrasion, gefolgt von Solitaire2 und Arabesk Top. Die höchste Abrasion weist Tetric Ceram auf, mit einem um 72 Prozent höheren Substanzverlust als Z100.

Der Versuch wurde nach 150.000 Zyklen abgebrochen, da das Antagonistenrad aus Titan vollständig entprofiliert war.

Die Mittelwerte, Standardabweichungen sowie die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tabellen 36 - 45 des Anhangs aufgeführt.

6.4.3.2 V₂A-Stahl ungehärtet und gehärtet als Material für das Antagonistenrad

Abb. 24 zeigt die Ergebnisse der Abrasionsuntersuchung bei einer Bestückung aller 12 Kammern des Probensträgerrades mit nur einem Material. Es wurden 4 Komposite sowie Amalgam als bisher üblicher Standardwerkstoff untersucht. Das Antagonistenrad bestand aus V₂A-Stahl gehärtet und auch ungehärtet.

Das Zwischenmedium der einzelnen Versuchsreihen war mit Hydrated Silica RMS 110 000 15 immer identisch.

In der Versuchsreihe mit dem Antagonistenrad aus ungehärtetem V₂A-Stahl zeigt Tetric Ceram den höchsten Abrieb. In absteigender Reihe folgen: Superlux, Amalgam, Estenia sowie Alert. Zwischen den Werten aller untersuchten Materialien bestehen signifikante Unterschiede. Tetric Ceram erfährt eine um 172 Prozent höhere Abrasion als Alert.

In der Versuchsreihe mit gehärtetem V₂A-Stahl als Material des Antagonistenrades weist ebenfalls Tetric Ceram den höchsten Substanzverlust auf. Absteigend folgen Alert und Amalgam sowie Superlux und Estenia. Dabei bestehen zwischen Alert und Amalgam sowie zwischen Superlux und Estenia keine signifikanten Unterschiede. Tetric Ceram lässt gegenüber Estenia eine um 112 Prozent höhere Abrasion erkennen.

Zwischen den Ergebnissen der einzelnen Materialien beider Untersuchungsreihen (V₂A-Stahl ungehärtet und gehärtet als Antagonistenrad-Material) finden sich außer bei Amalgam immer signifikante Unterschiede.

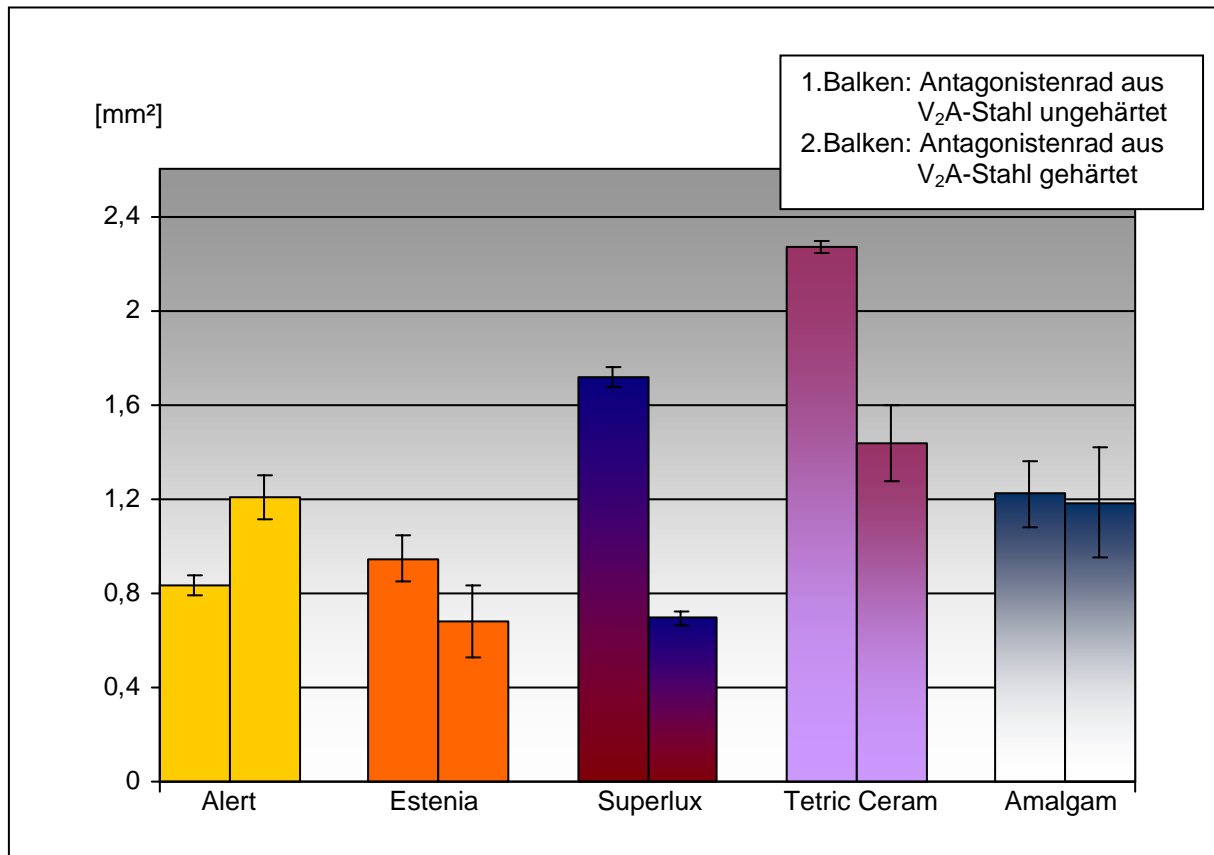


Abb. 24: Abrasionsfläche ausgewählter Komposite in Abhängigkeit vom Werkstoff des Antagonistenrades nach 200.000 Zyklen

Die Zahlenwerte sowie die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tabellen 28 - 31 des Anhangs aufgeführt.

6.4.3.3 Veränderungen am Antagonistenrad

Die Zahlenwerte, Prozentangaben sowie Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tabellen 46 - 57 des Anhangs dargelegt.

Kerbentiefe

In Abb. 25 ist die Veränderung der Kerbentiefe aller drei untersuchten Räder dargestellt.

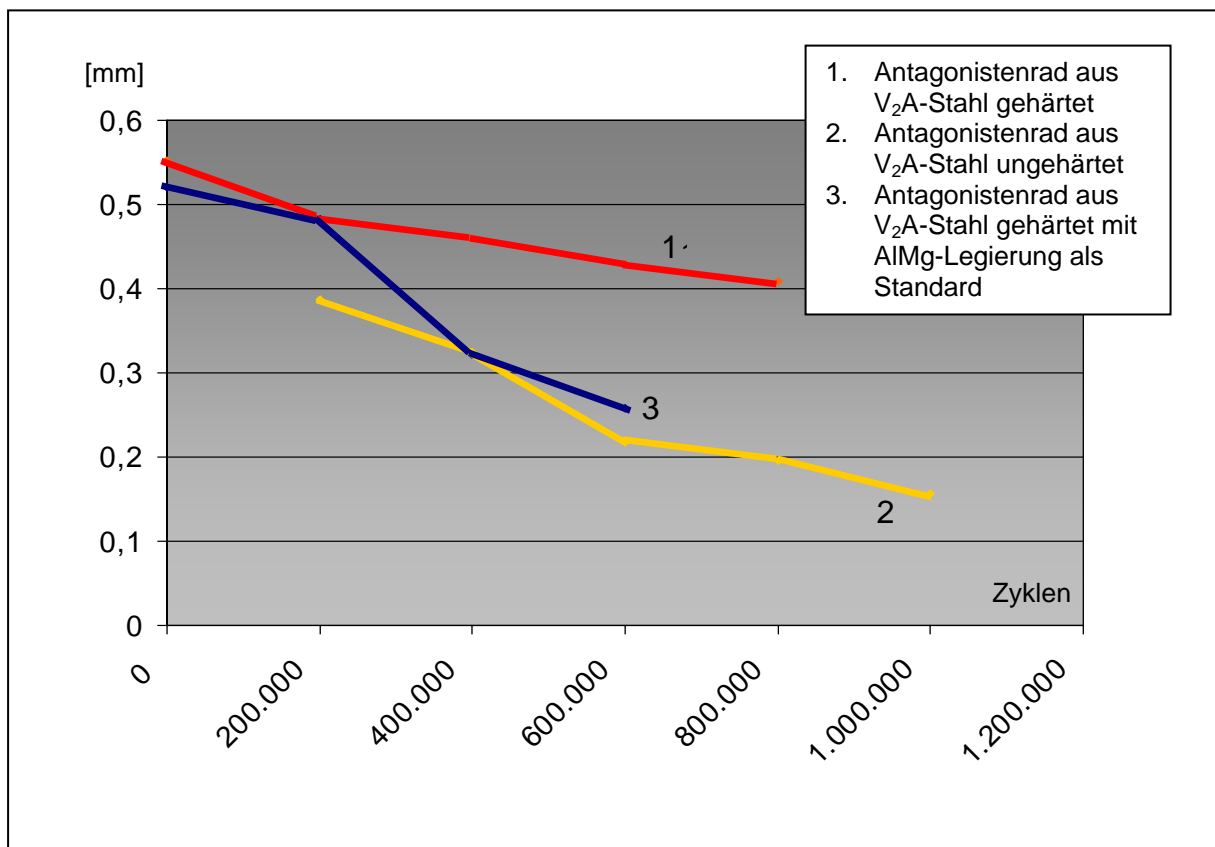


Abb. 25: Veränderungen der Kerbentiefe des Antagonistenrades in Abhängigkeit von der Zyklenzahl bei unterschiedlichem Werkstoff dieses Rades

1. V₂A-Stahl gehärtet

Die Kerbentiefe nimmt von 0 zu 200.000 Zyklen um fast 13 Prozent ab, wogegen sich bei späteren Messungen nur noch Abnahmen um ca. 4 - 6 Prozent feststellen lassen. Nach 800.000 Zyklen ist es zu einer Reduktion der ursprünglichen Kerbentiefe um insgesamt 26 Prozent gekommen.

Von 0 auf 200.000 Zyklen nahm die Tiefe signifikant ab. Bei allen folgenden Messungen konnten keine weiteren signifikanten Abnahmen der Kerbentiefe festgestellt werden.

2. V₂A-Stahl ungehärtet

Da erst im Laufe der Arbeit die Veränderungen am Antagonistenrad und dessen möglicher Einfluss auf die Abrasion deutlich wurden, wurden bei dem Rad aus V₂A-Stahl ungehärtet erst nach 200.000 Zyklen Kerbenquerschnitt und Kerbtiefe gemessen. Daher liegt hier der Wert bei 0 Zyklen nicht vor. Von 200.000 auf 400.000 Zyklen nimmt die Kerbtiefe um 16 Prozent, von 400.000 auf 600.000 Zyklen um fast 30 Prozent ab. Geringere Werte von ca. minus 6 bis 10 Prozent werden nach höheren Zyklenintervallen gemessen. Insgesamt nimmt die Kerbtiefe im Laufe der Untersuchung um fast 60 Prozent ab, im Bereich von 200.000 zu 400.000 bzw. weiter zu 600.000 Zyklen signifikant. Signifikanz besteht jedoch nicht von 600.000 über 800.000 auf 1.000.000 Zyklen.

3. V₂A-Stahl gehärtet mit einem Prüfkörper aus AlMg-Legierung auf dem Probenrad

Das neue Antagonistenrad hat nach 200.000 Zyklen Einsatz ca. 7 Prozent der Kerbtiefe eingebüßt, nach 400.00 Zyklen gar 31 Prozent. Nach weiteren 200.000 Zyklen ist die ursprünglichen Kerbtiefe nochmals um ca. 12 Prozent minimiert. Somit wird die Kerbtiefe im Versuchsverlauf um ca. die Hälfte reduziert. Zwischen allen gemessenen Werten bestehen signifikante Unterschiede.

Kerbenfläche

In Abb. 26 ist die Veränderung der Kerbenfläche in Abhängigkeit von der Einsatzdauer grafisch dargestellt.

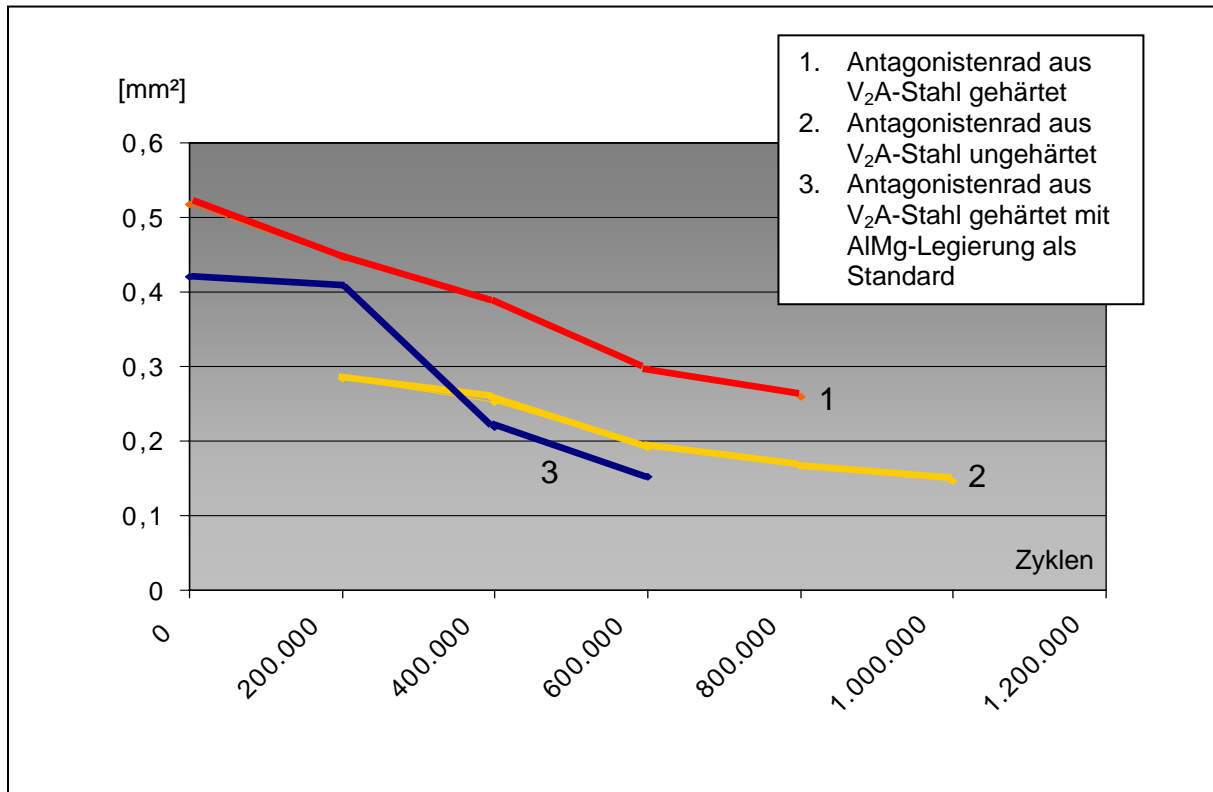


Abb. 26: Veränderungen der Kerbenfläche des Antagonistenrades in Abhängigkeit von der Zyklenzahl bei unterschiedlichem Werkstoff des Antagonistenrades

1. V₂A-Stahl gehärtet

Die Kerbenfläche nahm zwischen 0 und 600.000 Zyklen in Intervallen von 200.000 Zyklen um 11 bis 17 Prozent ab, nach 800.000 Zyklen nur noch um 7 Prozent. Insgesamt wurde die ursprüngliche Fläche um die Hälfte reduziert.

2. V₂A-Stahl ungehärtet

Die Werte für 0 Zyklen liegen nicht vor (Begründung unter dem Abschnitt Kerbtiefe, S. 54). Von 200.000 auf 400.000 Zyklen nimmt die Kerbenfläche um 11 Prozent, nach weiteren 200.000 Zyklen um 21 Prozent ab. Nach 1.000.000 Zyklen sind nur noch 52 Prozent der Kerbenfläche nach 200.000 Zyklen vorhanden.

3. V₂A-Stahl gehärtet mit einem Prüfkörper aus AlMg-Legierung auf dem Probenrad
 Nach 200.000 Zyklen hat die Ausgangsfläche um 3 Prozent, nach 400.000 Zyklen um 48 Prozent und nach 600.000 Zyklen um insgesamt 64 Prozent abgenommen.

6.4.4 Einfluss der Zyklenzahl auf die Abrasion

In Abb. 27 ist die Größe der Abrasionsfläche von 7 Kompositen, die sich zusammen mit Amalgam als Vergleichswerkstoff auf einem Probenträgerrad befanden, im Bereich von 0 bis 300.000 Zyklen, mit Messungen nach jeweils 100.000 Zyklen, dargestellt.

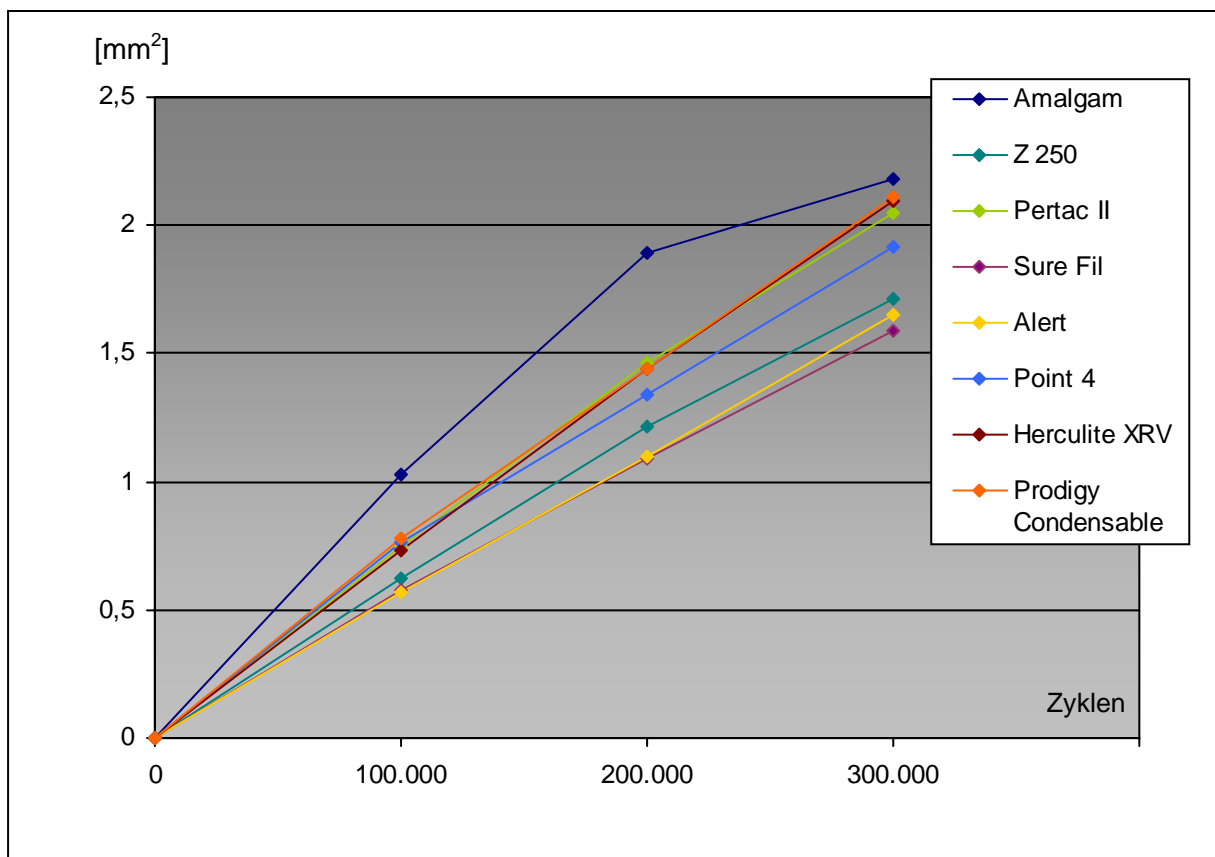


Abb. 27: Verlauf der Abrasion ausgewählter Werkstoffe von 0 bis 300.000 Zyklen

Bei allen Werkstoffen außer Amalgam wird eine lineare Zunahme der Abrasion verzeichnet.

Bei der Varianzanalyse der Testergebnisse der einzelnen Werkstoffe gegeneinander ergibt sich folgendes Bild: Nach 100.000 Zyklen unterscheiden sich 69 Prozent der Werte signifikant. Nach 200.000 Zyklen sind es 79 Prozent, nach 300.000 Zyklen 65 Prozent.

Dabei unterscheiden sich wiederum alle Werte der einzelnen Materialien von 100.000 über 200.000 zu 300.000 Zyklen signifikant.

Nach 100.000 Zyklen können die Materialien entsprechend der Abrasionsfläche in drei große Gruppen eingeteilt werden: den größten Abrieb verzeichnet Amalgam, gefolgt von der Gruppe aus Prodigy Condensable, Point4, Pertac II und Herculite XRV. Die letzte Gruppe bilden Filtek Z250, Sure Fil und Alert.

Diese Einteilung änderte sich nach 200.000 Zyklen nicht grundlegend, jedoch finden sich hier vier Gruppen: die stärkste Abrasion erfährt wiederum Amalgam, es schließen sich Pertac II, Prodigy Condensable, Herculite XRV sowie Point 4 als zweite Gruppe an. Filtek Z250 folgt in dieser absteigenden Reihe. Die letzte und somit vierte Gruppe wird von Alert und Sure Fil gebildet.

Bei 300.000 Zyklen sind die Unterschiede zwischen den einzelnen Werkstoffen nicht mehr derart, dass aufgrund signifikanter Unterschiede eindeutige Gruppen gebildet werden können. Dennoch verzeichnen auch hier Amalgam die höchste Abrasion, Filtek Z250, Alert und Sure Fil die geringste.

Von 100.000 auf 200.000 Zyklen erhöht sich bei allen Werkstoffen, außer Point 4 (76 %), die Abrasion um mehr als 85 Prozent (zwischen 85 und 95 %), nach weiteren 100.000 Zyklen nochmals um 45 Prozent (zwischen 40 und 50 %), ausgenommen Amalgam (15 %).

Die Zahlenwerte sowie die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tabellen 58 - 70 des Anhangs aufgeführt.

6.4.2 Einfluss der Räderbestückung auf die Abrasion

6.4.2.1 Komposite ohne Referenzwerkstoff auf dem Probenrad

In Abb. 18 ist die Querschnittsfläche der Abrasionsmarken sechs verschiedener Komposite nach 200.000 Zyklen dargestellt.

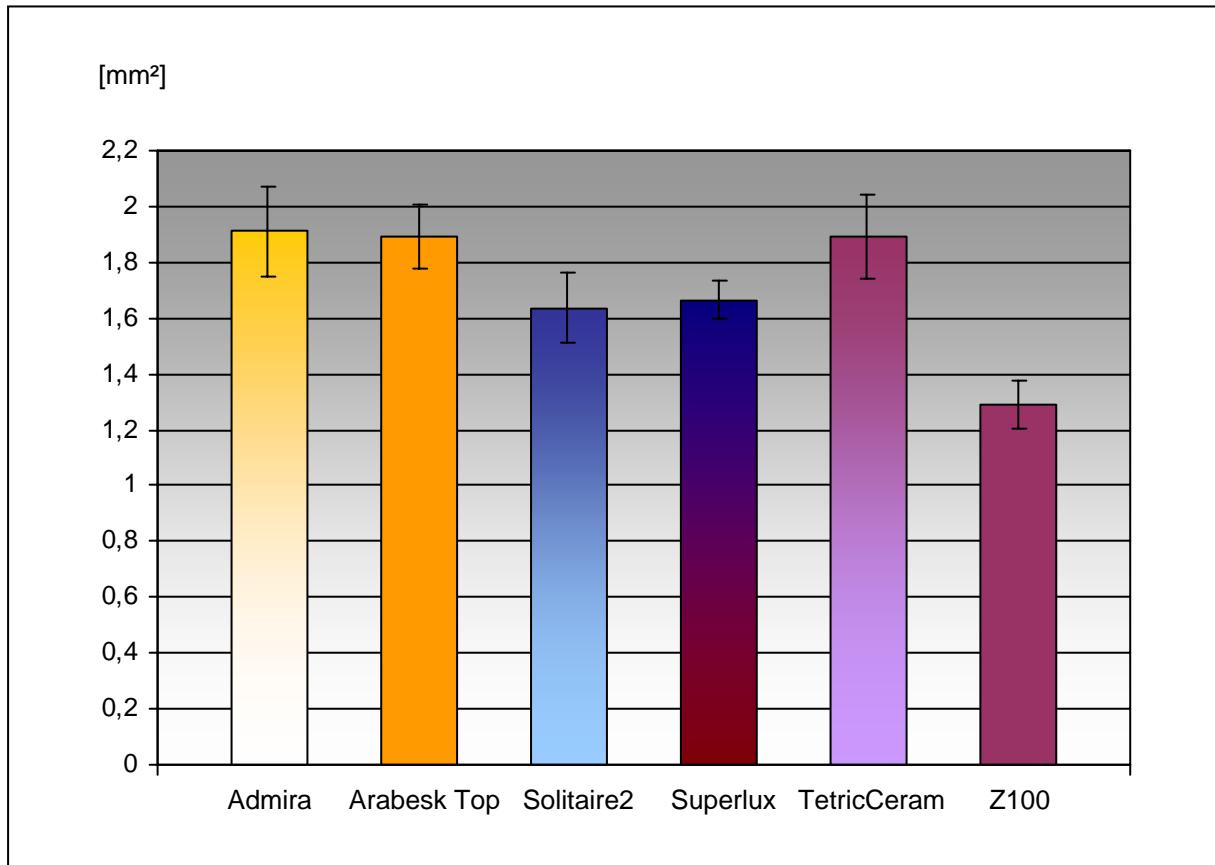


Abb. 18: Abrasionsfläche von Kompositen ohne Amalgam als Vergleichswerkstoff nach 200.000 Zyklen

Admira, Arabesk Top sowie Tetric Ceram zeigen die höchste Abrasion und unterscheiden sich nicht signifikant. Im Mittelfeld liegen Superlux und Solitaire2. Gegenüber Solitaire2 weist Z100 mit 27 Prozent weniger Abrieb die geringsten Werte auf. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse des Signifikanztests sind in den Tabellen 24 und 25 des Anhangs aufgeführt.

6.4.2.2 Komposite, Amalgam und humane Zahnhartsubstanz auf dem Probenrad

In Abb. 19 und Tabelle 26 sind die Ergebnisse der Untersuchung von 14 Kompositen sowie Amalgam und humaner Zahnhartsubstanz dargestellt.

Um ein eindeutiges Ranking der Materialien zu ermöglichen, werden im Folgenden die absoluten Werte der Abrasionsflächen und der Signifikanzvergleich (Tabelle 27 des Anhangs) zu Grunde gelegt.

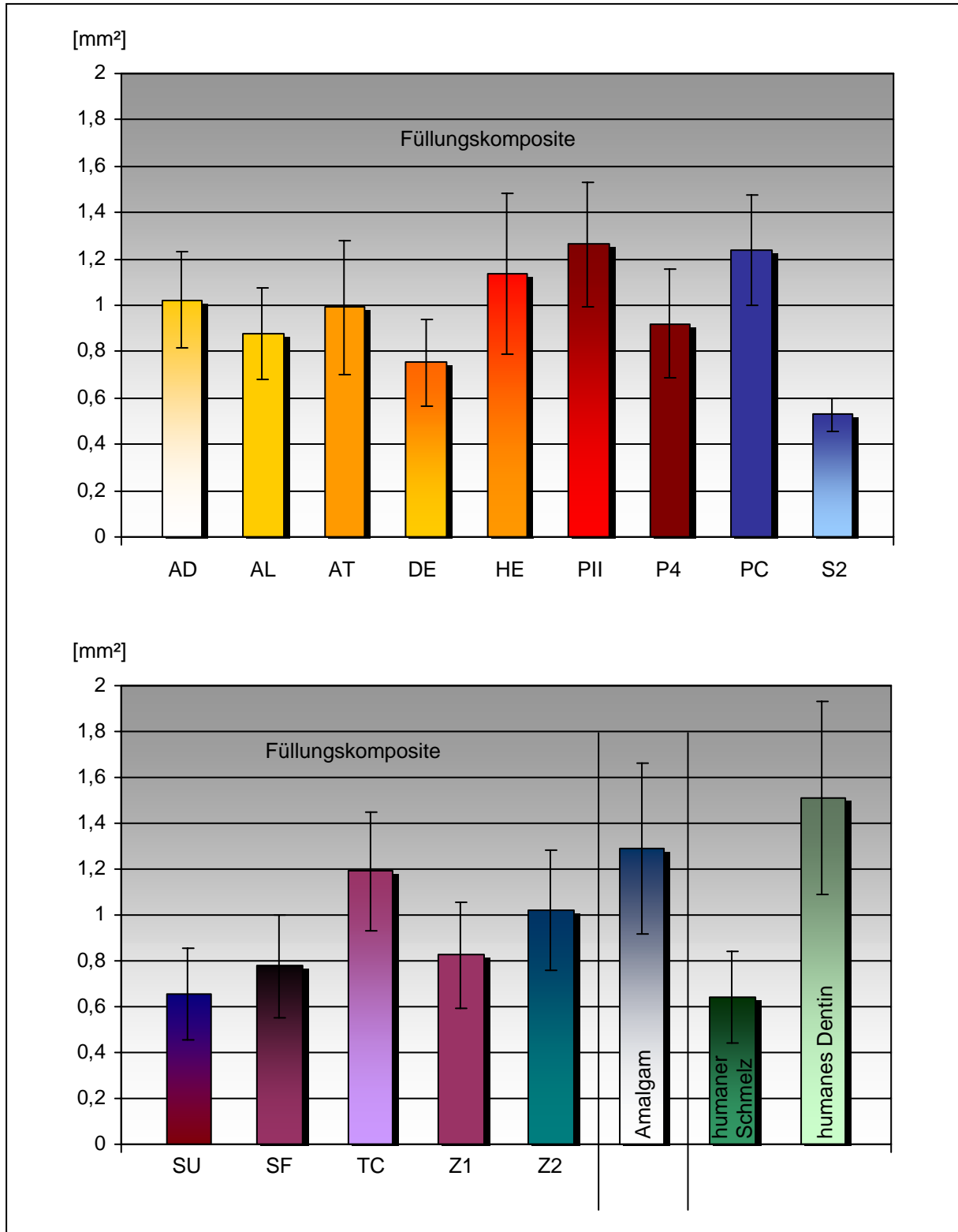


Abb. 19: Abrasionsfläche von Kompositen, Amalgam und humaner Zahnhartsubstanz nach 200.000 Zyklen

7 Diskussion

Zu den wesentlichen Voraussetzungen für gute klinische Langzeitergebnisse, die auf Grund der kurzen Einführungszeiten neu entwickelter zahnfarbener Füllungsmaterialien i.d.R. nicht vorliegen, zählen gute werkstoffkundliche Eigenschaften (Rzanny und Welker 1998).

7.1 3-Medien-Abrasion

Durch Verschleiß und Abrasion kommt es zum Abbau der Restaurationen und somit zum Substanzverlust. Wirksame Abbaumechanismen sind:

Am häufigsten die Zertrümmerung der anorganischen Füllstoffteilchen sowie deren Herauslösung aus der organischen Matrix,
Einbrüche der organischen Matrix im Bereich von Lufteinschlüssen sowie
exzessiver Verschleiß der organischen Matrix mit Freilegung und schichtweisem Verlust der anorganischen Füllstoffteilchen.

7.1.1 Einfluss des Zwischenmediums auf die Abrasion

In der tribologischen Literatur wird zwischen harten und weichen Abrasivstoffen unterschieden. Ein Stoff mit gleicher oder geringerer Härte als die zu bearbeitende Oberfläche wird als „weiches Abrasivum“, ein Material mit höherer Härte als „hartes Abrasivum“ bezeichnet.

Das Ausmaß der Abrasion wird bei der Drei-Medien-Abrasion entscheidend vom Zwischenmedium bestimmt (Pelka et al. 1997). Dabei sind Partikel- bzw. Korngrösse, -härte und -menge sowie die Verteilung in der Suspension wichtig. Bei pflanzlichen Abrasiva, wie Hirse und Reis, beeinflussen die Vorbehandlung und die Mahldauer direkt die abrasive Wirkung. Vor allem die Vorbehandlung, die das Entfernen der harten Spelzen bei Speisehirse beinhaltet, ist für die großen Unterschiede in der Abrasionswirkung von Speisehirse und Hirse für Futterzwecke verantwortlich. Weiche Nahrungsmittel bzw. Abrasiva bewirken überwiegend einen Abrieb der Komposit-Matrix (Bauer et al. 1995). Harte Lebensmittelbestandteile bedingen zusätzlich einen Füllkörperverschleiß.

De Gee et al. (1986) erklärten bei der Vorstellung der ACTA-Maschine, dass ein In vivo-Verschleiss nur bei Verwendung von Getreide (Hirse) simulierbar sei und schlu-

gen für das Erreichen realistischer Werte eine Mischung von 80 Gew.% Hirse und 20 Gew.% PMMA-Perlen vor. Es besteht die Forderung, Versuche mit und ohne Abrasivsuspension sowie unterschiedlichen Nahrungsmedien durchzuführen (Hofmann et al. 2000). Andererseits sind Krejci et al. (1990c) der Meinung, dass auf ein Abrasivum verzichtet werden kann, da der mechanische Materialverschleiß durch Nahrungsbestandteile in unserer Gesellschaft gegenüber Naturvölkern vernachlässigbar ist.

Aufgrund der in der Einleitung dargestellten verschiedenen Modifikationen der ACTA-Methode, kann nicht von einer Vergleichbarkeit der Ergebnisse verschiedener Arbeitsgruppen ausgegangen werden (Pelka et al. 1997). Daher muss der erste Schritt bei einer Standardisierung dieser Methode das Finden und Festlegen eines geeigneten Zwischenmediums sein. Dieses soll schnell aussagekräftige und vergleichbare Ergebnisse liefern. Acht verschiedene Materialien wurden getestet: pflanzliche (Hirse für Futterzwecke, Speisehirse sowie Mais geschrotet), metallische (Aluminiumoxid) sowie silikatische Zahnpastaputzkörper (RMS 110 00 00 22, RMS 110 000 15, RMS 100 749 40 und Zahnpasta Colgate Sensation White) (siehe Abb. 2-10).

Geschroteter Mais und Speisehirse erwiesen sich als völlig ungeeignet. Der Versuch wurde nach 5.000 Zyklen abgebrochen, da die Maismischung immer wieder verklumpte.

Die gemahlene Speisehirse verquoll mit Wasser schon nach 5.000 Zyklen zu einem feinen weichen Brei und bewirkte auch nach 200.000 Zyklen keine messbare Abrasion am Komposit. Dass die für die menschliche Ernährung aufbereitete Speisehirse im Gegensatz zu Futterhirse, bei der das gesamte Korn genutzt wird, keine messbare Abrasion bewirkt, ist vermutlich im Fehlen der Spelzen und somit zumindest eines Großteils der sehr scharfkantigen Phytolithen begründet. Graf et al. (2002) vermuten, dass die Abrasion durch Phytolithen durch fatigue und pH-abhängige Lösungsvorgänge, aufgrund bakterieller Zersetzung, hervorgerufen wird. Sowohl Speise- als auch Futterhirse werden, wie von Graf et al. (2002) vorgeschlagen, nach 50.000 Zyklen gewechselt. Damit werden immer wieder die gleichen Ausgangsbedingungen hergestellt, und der Einfluss der Gärung wird gering gehalten.

Aluminiumoxid wird als mögliches Zwischenmedium untersucht, da es in der Literatur als Beigabe zu weichen Abrasiva vorkommt (Pelka et al. 1998) und ein Medium gesucht wird, das nach kurzer Zeit messbare Abrasion bewirkt. Aluminiumoxid

verursacht bereits nach 5.000 Zyklen einen deutlichen Abrieb, der bis 50.000 Zyklen steil linear ansteigt. Schon Pelka et al. (1998) stellen bei Zugabe eines harten Abrasivums (Al_2O_3 vs. Hirse) eine deutliche Zunahme der Gesamtabrationsrate fest. Sie sehen bei der Verwendung des Aluminiumoxides die In vitro-Bestätigung der starken Zahnabrationen bei Arbeitern mit erhöhter Steinstaubbelastung. In der vorliegenden Arbeit nimmt im Bereich 50.000 zu 100.000 Zyklen der Abrieb ab, und nach nochmaligen 50.000 Zyklen kann keinerlei weitere Abrasion festgestellt werden. Dafür ist das Antagonistenrad blank geschliffen und weist keine diagonalen Rillen mehr auf. Daraufhin wird der Versuch abgebrochen.

Die Zahnpastaputzkörper sowie die Zahnpasta bewirken schon nach 5.000 Zyklen eine deutlich messbare Abrasion der Komposite, Hirse f. Futterzwecke erst nach 50.000. Allen fünf potentiellen Zwischenmedien ist ein linearer Verlauf der durch sie verursachten Abrasion gemein. Ausgenommen ist Colgate Sensation White. Diese Zahnpasta-Suspension erhöht von 150.000 zu 200.000 Zyklen die Abrasion nur noch minimal.

Die drei verschiedenen Zahnpastaputzkörper bewirkten unterschiedlich starken Abrieb. Für die weiteren Versuche wird der Zahnpastaputzkörper Hydrated Silica RMS 110 000 15 ausgewählt. Im Vergleich mit den anderen Abrasiva zeigt er eine mittlere, jedoch deutliche Abrasion schon nach 50.000 Zyklen. pH-Wert-Schwankungen, die bei der Verwendung von pflanzlichen Abrasiva, z.B. Hirse, durch die bakterielle Gärung auftreten und am stärksten den Abrieb des Schmelzes und am wenigsten den des Komposites modifizieren (Shabanian und Richards 2002), entfallen.

Letztlich darf jedoch nicht außer Acht gelassen werden, dass die schon herausgebrochenen Kompositfüllkörper (Rümann und Lutz 1980) sowie abradierte Partikel verwendeter Vergleichswerkstoffe die Abrasion modifizieren und möglicherweise auch verstärken können.

7.1.2 Einfluss der Räderbestückung auf die Abrasion

Dass die Räderbestückung die Abrasion von Dentalwerkstoffen und natürlichen Zahnhartsubstanzen unterschiedlich stark beeinflusst, ist bekannt und wird durch Untersuchungen von Graf et al. (2001) verdeutlicht. Metallinlays erniedrigen hier die Abrasion von Schmelz und Dentin signifikant.

Ein großer Einfluss der Probenauswahl und -anordnung auf dem Probenrad auf den Abrieb wird in dieser Arbeit deutlich. Schon kleine Variationen, wie die Änderung der Probenposition auf dem Rad bei ansonsten gleichen Probekörpern und völlig identischen Parametern bewirken große Unterschiede zwischen den Ergebnissen. Auch die Abrasion an einem Probekörper ist unterschiedlich stark. Bei jeder von drei Messungen je Probekörper (eine mittige und zwei seitliche Messungen) werden andere Werte erhalten. Ein vermuteter Zusammenhang zwischen der Härte der benachbarten Kammermaterialien und dem Abriebsmaß an der Probe konnte jedoch nicht nachgewiesen werden.

7.1.3 Einfluss des Antagonistenrades auf die Abrasion sowie Veränderungen am Antagonistenrad

Der Antagonist spielt in der Verschleißsimulation eine wesentliche Rolle.

Das ursprünglich von de Gee et al. (1986) für die ACTA-Methode vorgeschlagene wabenförmige Antagonistenrad wird heute nur noch von wenigen Arbeitsgruppen verwendet (Bauer et al. 1985, Graf et al. 2001). Dagegen findet man häufig ein mit diagonalen v-förmigen Rillen oberflächenstrukturiertes Edelstahlrad (Kunzelmann et al. 1993, Krämer et al. 1997, Reich et al. 1998, Rzanny et al. 2003).

Krämer et al. (1997) weisen nach, dass ein Antagonistenrad mit diagonalen Rillen keine quantitativen Unterschiede der Abrasion im Vergleich zum wabenförmigen Originalrad bewirkt, die Proben allerdings gleichmäßiger abgetragen und damit eindeutiger auswertbar werden. Die durch die diagonalen Rillen bestimmte Transportrichtung des Abrasionsmediums bewirkt die asymmetrische Form des Abrasionsprofils (Kunzelmann et al. 1993). Werden v-förmige Kerben verwendet, dürfte eine Änderung des Kerbenprofils, der Profilform und -schärfe das Abrasionsausmaß stärker beeinflussen als die Kerbentiefe. Eine Abrundung der ursprünglich scharfen Kanten kann zu einer Verminderung des Abriebes führen.

Das Verhältnis von Oberflächenrauigkeit zur Dicke des sich auf dem Probensträgerrad bildenden Hirsebreifilmes (Pallav et al. 1993, Davidson und de Gee 1996) und die Rauigkeit der Oberfläche des Antagonistenrades sind wesentlich: je rauer, desto intensiver der Verschleißprozess (Davidson und de Gee 1996).

Widersprüchliche Ergebnisse klinischer Untersuchungen bei Abrasionsraten und –ranking werden mit der hohen Empfindlichkeit des Verschleißes auf kleine Unterschiede in der Nahrungsmittelfilmdicke erklärt (Pallav et al. 1993, Davidson und de Gee 1996). Pelka et al. (1998a) zeigen, dass Edelstahl als Antagonistenmaterial i.d.R. den größten Abrieb erzeugt. Da bei der klassischen ACTA-Methode beide Räder durch Hirsesamensuspension getrennt sind, ist die Oberflächengestaltung des Antagonistenrades bedeutend wichtiger als das Material (Bauer et al. 1995). Da in dieser Arbeit ein nichtpflanzliches Zwischenmedium, ein Zahnpastaputzkörper, eingesetzt wird, wird der o.g. Nahrungsmittelfilm vermieden. Somit scheidet dessen Einfluss auf die Abrasion aus. Damit ist ein weiterer wichtiger Schritt zur Standardisierung der Methode getan.

7.1.4 Abrasionsfestigkeit

Abrasionsfestigkeit ist der Widerstand eines Werkstoffes oder Werkstückes gegen einen reibenden Materialabtrag (Ludwig 2005).

7.1.4.1 Abrasionsfestigkeit ausgewählter Komposite

Ausgehend von der Erkenntnis, dass das Abrasions-Ranking von Materialien sich u.a. in Abhängigkeit vom Simulator (Zappini et al. 2004) und vom Zwischenmedium (Mair 2002) ändert, sollte untersucht werden, ob schon kleine Variationen des Versuchsaufbaus - z.B. die Probenradbestückung oder das Vergleichsmaterial - das Ranking modifizieren können. Daher wurden Probenräder in unterschiedlicher Art bestückt, die Bezugswerkstoffe wurden variiert und verschiedene Antagonistenräder eingesetzt.

Dieser Arbeit lagen u.a. folgende grundsätzliche Gedanken zu Grunde:

Nur wo Signifikanz vorhanden ist, kann auch ein Unterschied mit einer definierten Wahrscheinlichkeit bestehen. Eine Standardisierung wiederum senkt die Variabilität und lässt mehr signifikante Unterschiede erwarten.

Es wird deutlich, dass das Ranking, ebenso wie die Ergebnisse der ACTA-Methode insgesamt, sehr stark von Einzelfaktoren beeinflusst wird. Modifikationen in der Probenradbestückung, bei Zwischenmedium, Antagonistenrad und Bezugsmaterial, verändern die Ergebnisreihenfolge der untersuchten Materialien. Schon die Bestückung eines Probenrades mit denselben Materialien, jedoch in anderer Anordnung, kann maßgeblich die Abrasion und das Ranking modifizieren.

Okklusale Flächen von Klasse-I- und Klasse-II-Füllungen werden vor allem durch Nahrungsbestandteile, die sich während des Kauvorganges zwischen Restauration und Antagonist befinden, abradiert.

Mikroskopische Untersuchungen zeigen, dass während des Kauvorganges bei makrogefüllten Kompositen die Polymermatrix zwischen den Füllpartikeln angegriffen wird. Die Partikel selbst sind nicht betroffen. Da sie jedoch ihren Halt verlieren, fallen sie im Laufe der Zeit heraus. Bei Mikrofüller-Kompositen werden Polymer und Füllkörper gleichmäßig abradiert (Asmussen 1986). Die unterschiedliche Abrasionsfestigkeit der einzelnen Materialien kann sowohl durch unterschiedliche Füllstoff-

gehalte als auch durch unterschiedliche organische Komponenten bedingt sein (Setz et al. 1991).

Komposite können heute auch zum Aufbau einzelner okklusionstragender Kontakte verwendet werden (Hopp 2002). Okklusale Kompositfüllungen zeigen einen kontinuierlichen Verschleiß über einen längeren Zeitraum (Davidson und de Gee 1996): die Kaufläche gerät durch den Verschleiß außer Okklusion. Der Verschleiß ist proportional zur Ausdehnung der Restauration und umgekehrt proportional zum vollzogenen Abnutzungsgrad. Je weiter die Restauration vom Antagonisten entfernt ist, desto weniger Druck oder Reibung wird auf die Oberfläche ausgeübt. Dies bewirkt den geringeren Abnutzungsgrad. Der ursprüngliche Zwei-Körper-Abrasivverschleiß wandelt sich in einen reinen Drei-Körper-Verschleiß um. Die Kräfte und Belastungen, die während der Nahrungszerkleinerung auftreten, werden vor allem durch die Nahrungsmiteigenschaften – Fließvermögen, Scherverhalten – bestimmt. Wenn beim Kauen deren Widerstand überwunden wurde, ändern sich die Nahrungsmiteigenschaften hin zu denen einer (zähen) Flüssigkeit, zu einem Gleitmittel (Davidson und de Gee 1996).

Da Komposite auch und gerade für das Seitenzahngebiet entwickelt werden, wird von ihnen eine besonders hohe Abrasionsfestigkeit gefordert (Rzanny und Welker 2000a). Moderne Komposite sollen mindestens die Verschleißfestigkeit von Amalgam erreichen (Krämer 1997, Lutz et al. 2000). Es wird von ihnen ein schmelzähnliches Abrasionsverhalten erwartet, das sich klinisch im Bereich der Führungsflächen und okklusal häufig nicht bestätigt (Hickel 1997).

Auch wenn die im folgenden herangezogenen Resultate anderer Autoren mit einem anderen als in dieser Arbeit genutzten Versuchsaufbau entstanden sind, soll dennoch ein Vergleich gewagt und sollen die Ergebnisse diskutiert werden, um mögliche Variationen (z.B. im Ranking) aufzuzeigen.

Hinsichtlich des Verschleißes liegen die Hybridkomposite gegenüber anderen zahnfarbenen direkten Füllungsmaterialien dem Amalgam am nächsten (Hickel 1997).

Admira zeigt, entgegen den Angaben von Tagtekin et al. (2004), keine höhere Abriebfestigkeit als die in dieser Arbeit untersuchten Hybridkomposite. Definite (Abb. 28) zeigt gegenüber Tetric Ceram signifikant niedrigere Abrasionswerte (Manhart 1999). Dies wird damit begründet, dass das Netzwerk der Ormocermatrix aus

anorganisch-organischen Copolymeren eine wesentlich höhere Verschleißfestigkeit aufweist als die Matrices von anderen Kompositen (Kunzelmann et al. 1998).

Alert, auf Grund seiner Trocken- und Steifheit schlecht zu verarbeiten, zeigt im Vergleich der Komposite untereinander eine sehr gute Abrasionsfestigkeit. Das widerspricht den Ergebnissen von Lutz et al. (2000), die eine ungenügende Verschleißfestigkeit feststellten und diese u.a. mit den unter Last ausbrechenden, 6 μm x 60 – 100 μm grossen, Glasfasern (Abb. 29) begründeten.

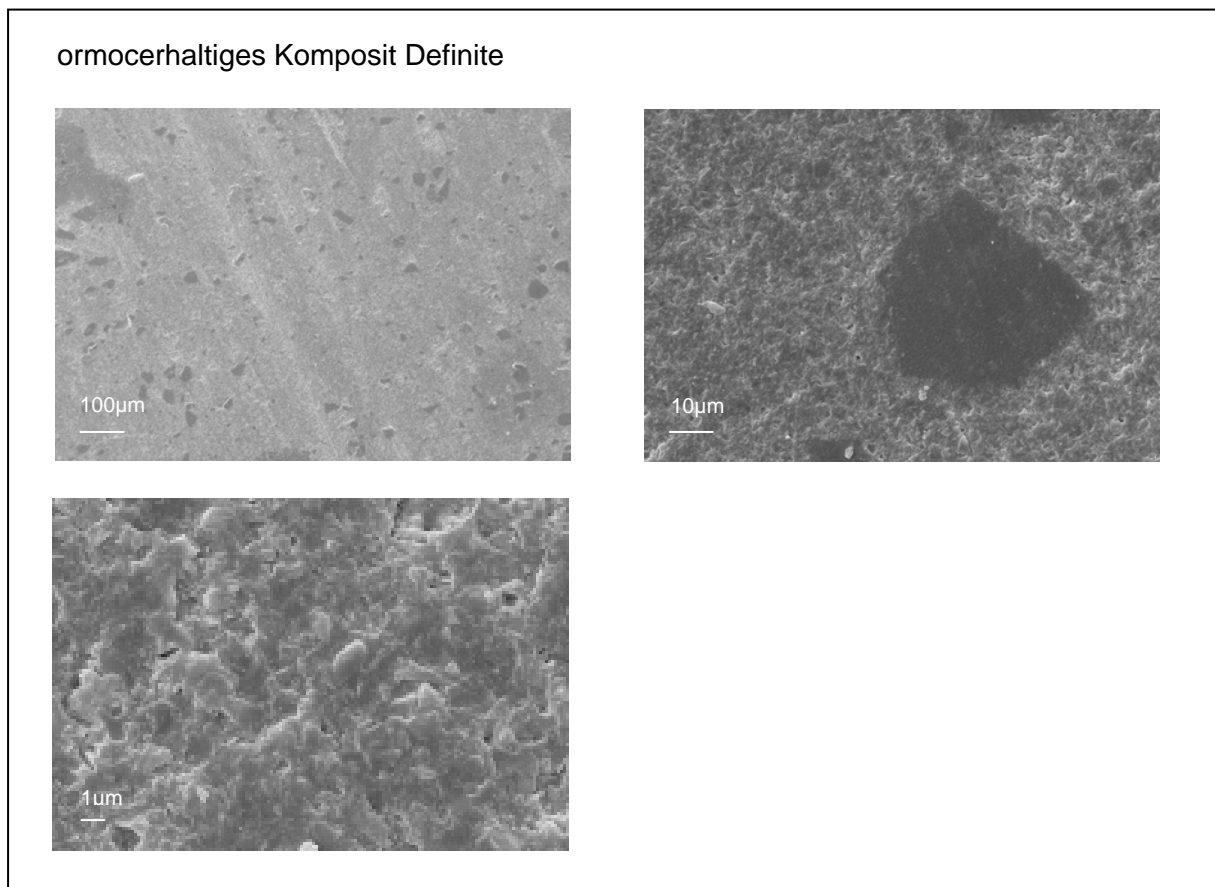


Abb. 28: 3-Medien-Abrasion: REM-Aufnahmen von Definite nach 200.000 Zyklen

Hybridkomposit Alert

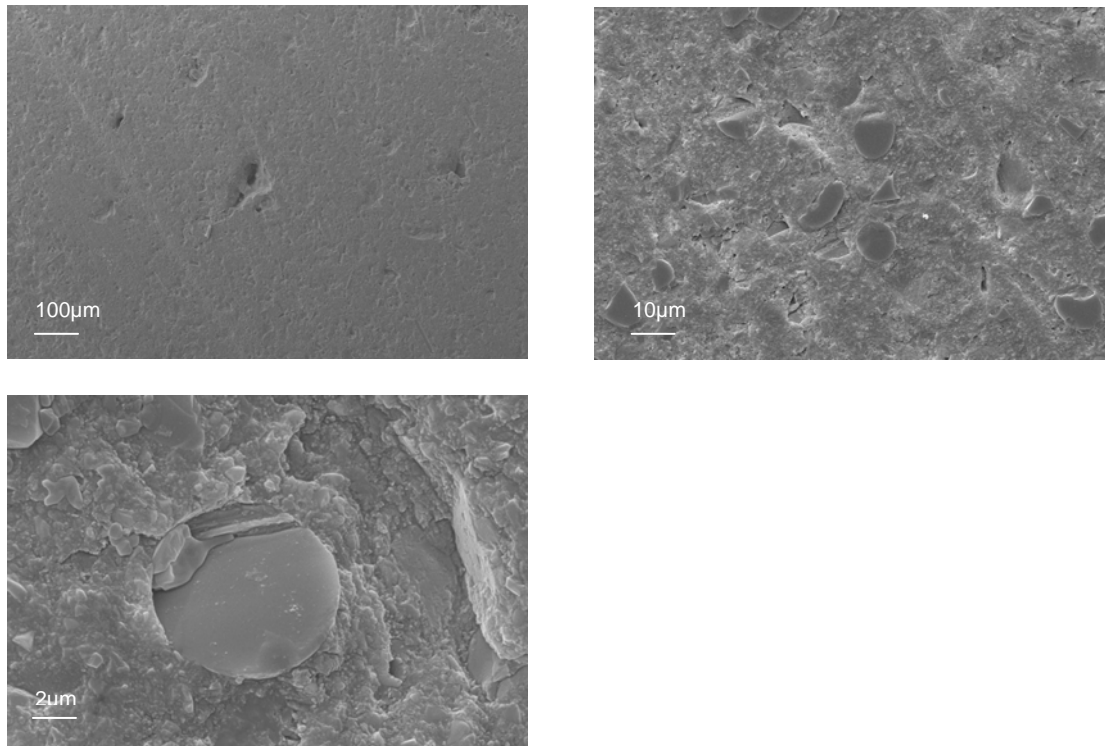


Abb. 29: 3-Medien-Abrasion: REM-Aufnahmen von Alert nach 200.000 Zyklen

Schmidlin et al. (2003) sprechen von einem insgesamt etwas geringeren Verschleiß von Tetric Ceram, was jedoch nicht durch die Härte der Materialien erklärt werden könne (Schmidlin et al. 2003). Das kann mit dieser Arbeit nicht bewiesen werden. Tetric Ceram unterliegt hier einer sehr starken Abrasion. Abhängig von der Probenradbestückung variiert das Ranking der Komposite. Tetric Ceram zählt dabei jedoch immer zu den am stärksten abradierten. Für Tetric Ceram, das ca. 10 Prozent mehr Füllstoff enthält als das aus der gleichen Familie stammende flowable Komposit Tetric flow (Kunzelmann et al. 1998), und Pertac II werden ähnliche Werte gemessen (Rzanny und Welker 1998).

Das Verblendkomposit Estenia zeigt zwischen 20 und 40 Prozent weniger Substanzverlust als Non-Gamma-2-Amalgam. Dies wird mit dem relativ geringen Matrixanteil und der Zugabe von ultrafeinen keramischen Füllstoffen, wodurch nur wenig reine Matrix an der Abriebfläche vorhanden ist (Abb. 30), begründet (Rzanny et al. 2003). Gegenüber der AlMg-Legierung besteht kein signifikanter Unterschied. Der Hersteller sieht in der thermischen Vergütung eine weitere Begründung für die insgesamt geringen Abrasionswerte. Es wird beschrieben, dass sich die Abrasionsfestigkeit von photo- und autopolymerisierenden Materialien nach einer kurzzeitigen Hitzebehand-

lung (125 °C, 7 min) (de Gee et al. 1990, de Gee und Pallav 1994) erhöht. Dies tritt jedoch mit der Zeit auch bei Kompositen auf, die keiner derartigen Behandlung unterzogen wurden. Die Verbesserung wird nicht mit einer Polymerisationsfortsetzung sondern mit Spannungsabbau erklärt. Die Polymerisationsschrumpfung, die anfangs um die Füllstoffpartikel konzentriert ist, werde durch die Hitzebehandlung gleichmäßiger verteilt. Die Langzeitverbesserung der nicht behandelten Produkte basiere auf den selben Mechanismen, die jedoch allmählich ablaufen (de Gee et al. 1990).

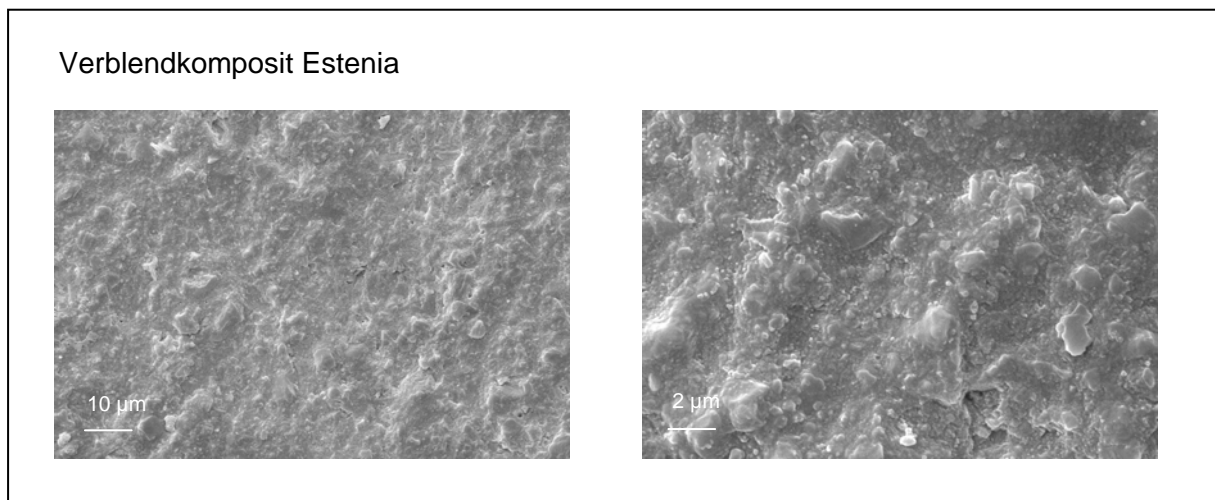


Abb. 30: REM-Aufnahmen des Verblendkoomposites Estenia nach 200.000 Zyklen

Das Füllungskomposit Superlux (Abb. 31) wurde sowohl bei den Versuchen zum Zwischenmedium als auch bei den meisten Abrasionsversuchen verwendet. Daher wird an ihm besonders deutlich, welchen Einfluss die Probenradbestückung auf das Ausmaß der Abrasion hat. Die Größe der Abrasion und somit der Platz, den Superlux im Ranking einnimmt, ändert sich mit einer veränderten Bestückung des Probenrades mit Kompositen und Vergleichswerkstoffen.

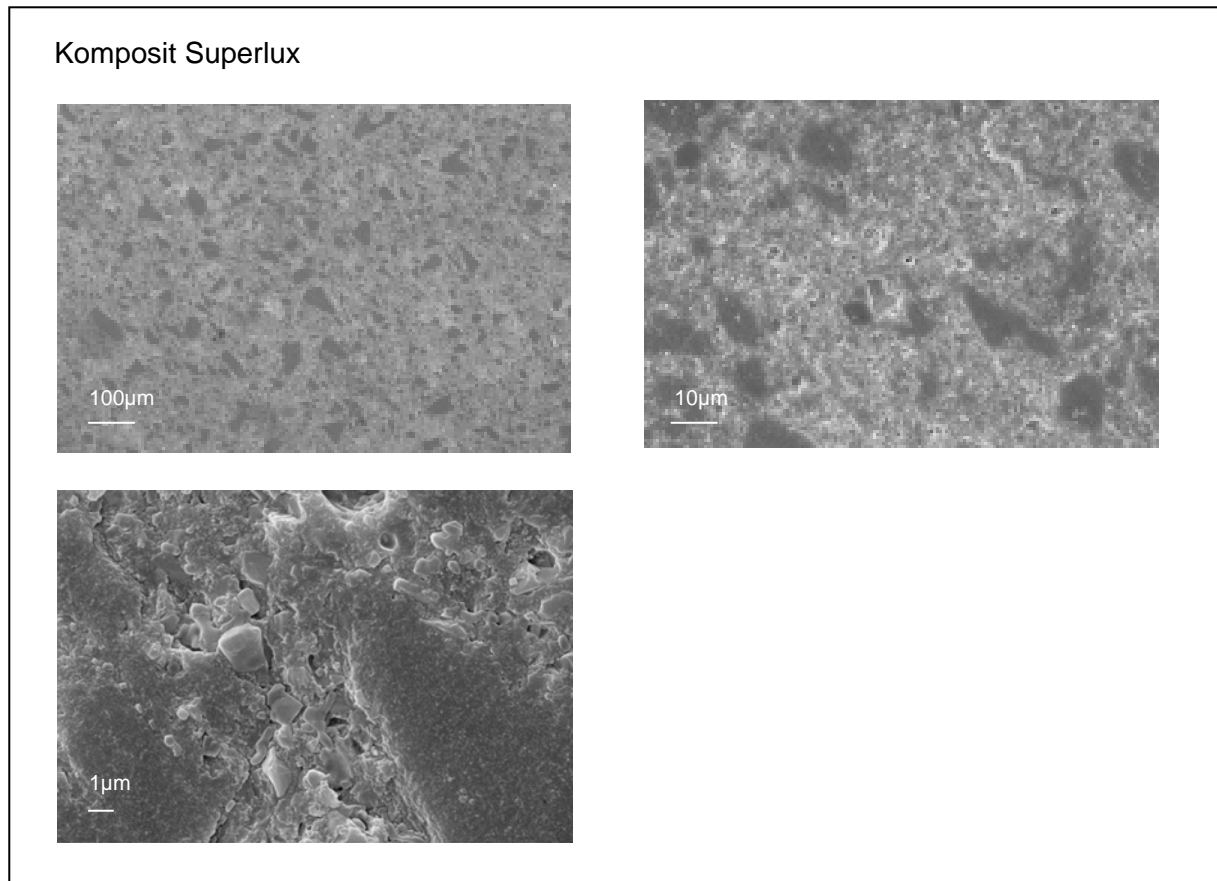


Abb. 31: REM-Aufnahmen des Komposites Superlux nach 200.000 Zyklen

Z100 ist ein modernes Feinsthybridkomposit, bei dem nach Herstellerangaben ein „neues Füllersystem von synthetischen Füllerpartikeln aus Zirkonium/Silizium in submikroner Größe“ (Rzanny et al. 1999) verwendet wurde. Es zeigt bessere mechanische Eigenschaften, also auch eine höhere Abrasionsfestigkeit, als Filtek Z250. Pertac II, ein Hybridkomposit, bei dem besonders hydrophobe Monomere eingesetzt werden (Rzanny et al. 1999), gehört zu den weniger abrasionsfesten Kompositen.

7.1.4.2 Abrasionsfestigkeit von Zahnhartsubstanz

Abriebfestigkeit, Härte, Elastizität und Löslichkeitsresistenz sind charakteristische und qualitätsbestimmende Eigenschaften der Zahnhartsubstanzen, die die Beständigkeit und physiologische Funktion der Zähne im Kauorgan gewährleisten. Für vergleichende Untersuchungen und für die Bewertung prophylaktischer und restaurativer Massnahmen ist es notwendig, diese Eigenschaften zu bestimmen (Gabriel et al. 1983).

Alle humanen und bovinen Zahnhartsubstanzproben weisen bei der Drei-Medien-Abrasion sehr hohe Standardabweichungen und teilweise hohe Verschleißwerte auf. Dies deckt sich mit den Daten von Pelka et al. (1998) und wird im Folgenden diskutiert.

Humane Zahnhartsubstanz

Der Schmelzverschleiß weist in Abhängigkeit von der Lokalisation große Unterschiede auf (Krejci et al. 1990a). Dafür sind Makro- (Form der okkludierenden Flächen) und Mikromorphologie des Schmelzmantels verantwortlich. Schmelzprismenanordnung und -beschaffenheit verändern den Verschleiß (Krejci et al. 1990a), denn auch die Mikromorphologie des Schmelzmantels differiert innerhalb der gleichen Lokalisation (Radlanski et al. 1988). Die Prismen, deren Durchmesser konstant ist, enden schräg an der Oberfläche. Sie weichen zur Schmelzmanteloberfläche hin immer stärker vom zentrifugalen, geraden Weg ab (Radlanski et al. 1988).

Schmelz liefert keine einheitlichen Ausgangsbedingungen (Soltész et al. 1979) und seine Verschleißkurve verläuft nicht linear (Krejci et al. 1990a).

Das frühzeitige Freilegen von Dentin in den Schmelzproben ist der entscheidende Faktor (Graf et al. 2002). Dies kann schon beim Rundschleifen durch die Entfernung der äußeren harten aber dünnen Schmelzschicht auftreten (Graf et al. 2001), was im Bereich der Laufflächen mit REM-Aufnahmen (Abb. 32) nachgewiesen werden konnte (Pelka et al. 1998a).

Für Versuche werden entweder

- plane rechteckige Segmente aus der Bukkal- oder Lingualfläche von Molaren (Graf et al. 2001) oder

- rechteckige Segmente aus Vestibulärflächen von Frontzähnen (meist OK) (Pelka et al. 1998) verwendet.

Verschleißuntersuchungen an humaner Zahnhartsubstanz sind selten (Graf et al. 2001) oder beziehen sich auf Einzelfallbeobachtungen (Pelka et al. 1998, Pelka et al. 1998a). Häufig werden in In vitro-Versuchen Schmelzhöcker als Antagonisten eingesetzt, um die klinische Relevanz zu erhöhen (Krejci et al. 1990a, Pelka et al. 1998a). Die dabei erhaltenen Verschleißwerte werden jedoch i.d.R. nicht weiter verwertet, da systematische Daten über Zahnabrasionen im Kontakt zu Füllungsmaterialien fehlen (Pelka et al. 1998, Pelka et al. 1998a). Für Schmelz im okklusalen Bereich schwanken die Verschleißangaben (in vivo) in der Literatur zwischen 15 μm und 94 μm pro Jahr (Graf et al. 2001).

Die Abrasionsfestigkeit nimmt von Schmelz zu Dentin deutlich ab (Graf et al. 2001, Graf et al. 2002). Für humanes Dentin können in der Literatur keine Verschleißdaten aus In vivo- oder In vitro-Studien zur Drei-Medien-Abrasion, vergleichbar den Schmelzwerten, gefunden werden (Graf et al. 2001).

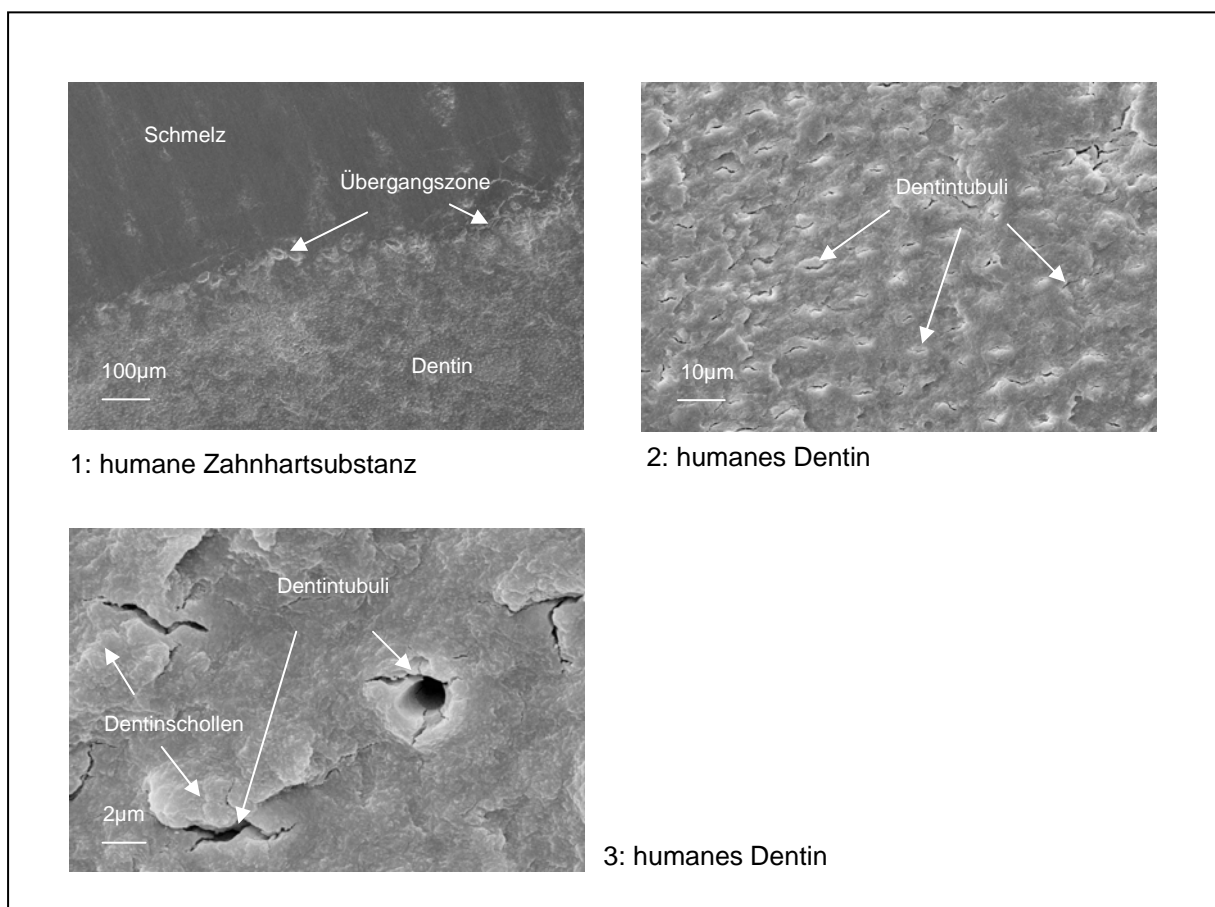


Abb. 32: REM-Aufnahmen humaner Zahnhartsubstanz nach 200.000 Zyklen

Die in Abb. 32 sichtbaren Dentinschollen gehen nach ihrer Abschlüpfung in das Zwischenmedium über und beeinflussen damit die Abrasion.

Wird mineralisiertes Dentin mit EDTA oder NaOCl behandelt, verringern sich dessen mechanische Eigenschaften, z.B. Bruchfestigkeit und Härte. Die Ausgangswerte können auch durch Matrixinfiltration (z.B. mit Single Bond) nicht wieder erreicht werden (Fuentes et al. 2004). Sind Übergangsbereiche von freiliegendem geschädigtem Dentin (z.B. im Zahnhalsbereich) und Kompositfüllung der Abrasion ausgesetzt, kann es schnell zu Dentinverlust und intensiven Niveauunterschieden kommen.

Bovine Zahnhartsubstanz

Da humane Zahnhartsubstanz nur in begrenzter Menge verfügbar ist und nur wenig Schmelz bzw. Dentin für die Probenherstellung liefern kann, werden Rinderzähne als Alternative eingesetzt.

An Rinderzähnen findet sich eine histologische Besonderheit der Huftiere: das Kronenzement (de Terra 1911, Pantke et al. 1971). Dies ist ein metallisch glänzender schwarzbrauner, rauer Belag, der das Schmelzrelief der Kronen bedeckt und die Schmelzfurchen ausfüllt. Aufgrund der ständigen Abrasion findet es sich im älteren Gebiss nur noch in den Schmelzfalten und im Zahnhalsgebiet. Das Kronenzement erfüllt zwei Aufgaben: die Erhöhung des Mahlwiderstandes und damit der Kauleistung, da es rauer als Dentin ist, sowie die Stabilitätsverstärkung durch das Ausfüllen der tiefen Schmelzfalten (Peyer 1963, Pantke et al. 1971). Außer der Schmelzdicke ist auch die räumliche Prismenanordnung für die Widerstandsfähigkeit wichtig (Pantke et al. 1971). Untersuchungen zeigen, dass die Zahnanatomie (Esser et al. 1998) und speziell der Schmelzaufbau (Pantke et al. 1971) des Rindes, dem des Menschen sehr ähnelt. Esser et al. (1998) weisen nach, dass Vickers-Härte, Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit der bovinen Zahnhartsubstanz erheblich höher sind, als die der humanen. Sie sprechen von nahezu identischen physikalischen Eigenschaften und schlussfolgern, dass für In vitro-Untersuchungen (der Adhäsion restaurativer Materialien) das humane Dentin durch Rinderdentin ersetzt werden kann. Bovines Dentin (Abb. 33) zeigt, wie humanes Dentin, sehr hohe Abrasionsraten (Pelka et al. 1998).

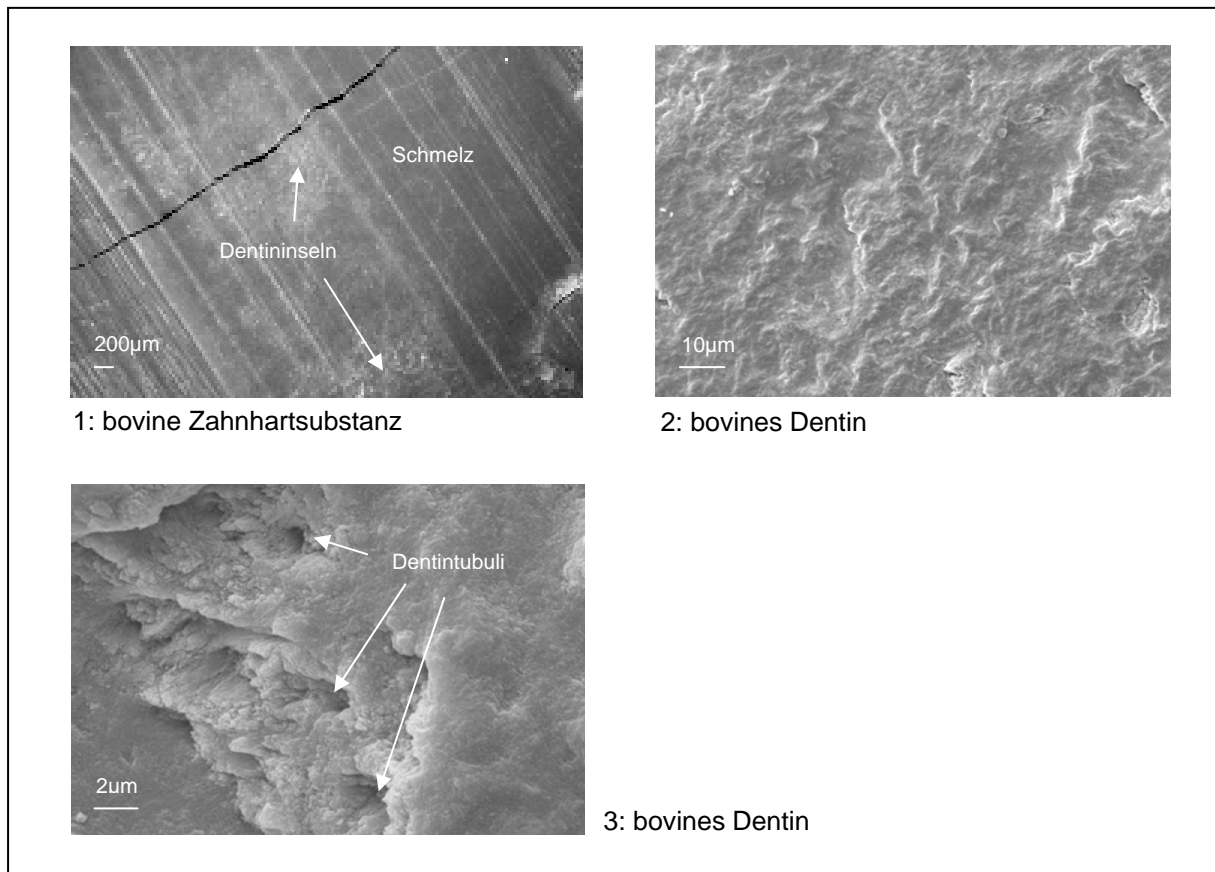


Abb. 33: REM-Aufnahmen boviner Zahnhartsubstanz nach 200.000 Zyklen

7.1.4.3 Abrasionsfestigkeit von Vergleichswerkstoffen

Amalgam

Die Amalgamersatzforschung orientiert sich hinsichtlich der Verschleißfestigkeit am Amalgam (Krejci et al. 1990a, Hickel 1997), da dieses als international anerkanntes Referenzmaterial gilt (Reich et al. 1998, Sindel et al. 1998). Dieser am besten untersuchte Dentalwerkstoff (Rateitschak 1992) wird als eine Art „Goldstandard“ eingesetzt, und die ermittelten Daten werden darauf bezogen (de Gee und Pallav 1994, Pelka et al. 1998, Pelka et al. 1998a).

Amalgam hat sich seit Jahrzehnten in der Mundhöhle bewährt. Seine guten klinischen Ergebnisse gründen darauf, dass:

sich Amalgam beim kumulierten Verschleiß, der Summe des Verschleißes von Restauration und Gegenzahn, mittelfristig nicht signifikant vom Schmelz unterscheidet und

bei Gamma-2-Amalgam die korrosionsbedingte Expansion falsch positive klinische Ergebnisse bedingt (Krejci et al. 1990a).

Die Angaben verschiedener Autoren zur Abrasion des Vergleichswerkstoffes Amalgam ergeben Folgendes:

noch 1999 ist Amalgam den Kompositen überlegen (Krämer et al. 1997, Gil et al. 1999) und

Größe, Form und Zusammensetzung der Amalgampartikel sind wesentlich für die Bestimmung des prozentualen Anteils und der Verteilung der γ -, γ_1 -, γ_2 - und CuSn-Phasen auf der Abrieboberfläche, die die Abriebfestigkeit des Materials bestimmen können (Hu et al. 1999).

Die Korrosion des Amalgams darf nicht unerwähnt bleiben (Gil et al. 1999).

In Versuchen mit dem Kausimulator tritt häufig eine Amalgamschmierschicht an den Antagonistenhöckern auf, die wie ein Gleitmittel wirkt und die Reibung reduziert. Der Antagonist pflügt bei der Abriebbewegung durch das Amalgam und häuft es am Rand zu einem Wall an. Dieser fällt wieder ab, da die Schmierschicht nicht an der Füllungsoberfläche verankert ist. Das bedeutet wahrscheinlich Zeiträume mit etwas stärkerem Verschleiß, da die Schmierwirkung erst wieder neu aufgebaut werden muss (Krejci et al. 1990a). Eine solche Schmierwirkung kann auch bei der ACTA-Methode nicht ausgeschlossen werden. Sie kann durch Verschmieren des Antagonistenrades und der nachfolgenden Probekörper die Abrasion falsch positiv beeinflussen.

In den hier dargestellten Versuchen weist ein Großteil der Komposite geringere Abrasionswerte und damit eine höhere Abrasionsfestigkeit als der Vergleichswerkstoff Amalgam auf. REM-Aufnahmen des Amalgams nach der 3-Medien-Abrasion finden sich in Abb. 34.

Nachteile von Amalgam als Vergleichswerkstoff sind:

die inhomogene Struktur nach zeitintensiver manueller Prüfkörper-Anfertigung, die Schmierschicht auf dem Einschleifrad und während der Abrasionsversuche, die zu Verfälschungen der Ergebnisse führen kann sowie Abweichungen der Abrasionswerte innerhalb eines Prüfkörpers.

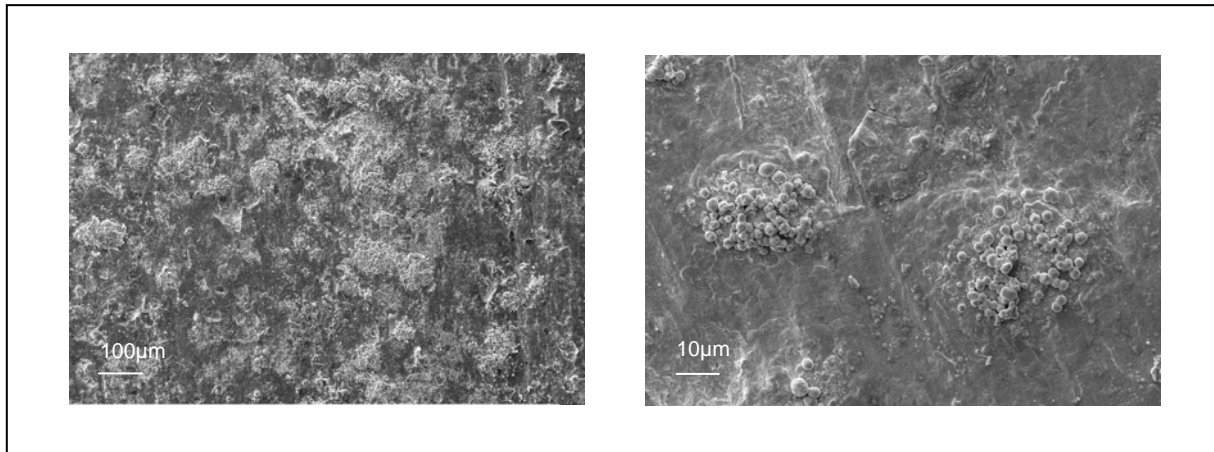


Abb. 34: REM-Aufnahmen des Vergleichswerkstoffes Amalgam nach 200.000 Zyklen

AlMg-Legierung

Ein Ziel dieser Arbeit war es, einen dem Amalgam in den mechanischen Eigenschaften ähnlichen Vergleichswerkstoff zu finden. Dazu wurde eine AlMg-Legierung ähnlicher Härte ausgewählt, aus welcher Prüfkörper (Abb. 35) gefertigt wurden.

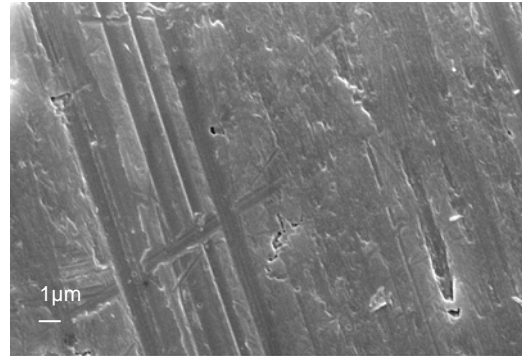
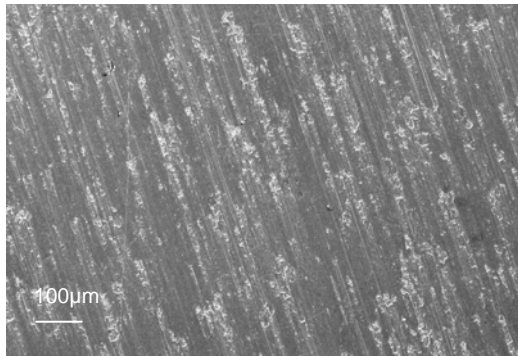
Diese bieten folgende Vorteile:

Die Verwendung eines vorgefertigten, homogenen und standardisierten Prüfkörpers bewirkt Zeitersparnis, eine dichtere, kompaktere Struktur ohne Porositäten und somit geringere Standardabweichungen bei den Messungen.

Die Standardabweichungen liegen bei Amalgam auf Grund der manuellen Prüfkörperherstellung zwischen 3 und 29 Prozent, bei der AlMg-Legierung lediglich bei 9 Prozent. Damit ist die Streuung der Meßwerte bei AlMg-Legierung gegenüber dem Amalgam um bis zu zwei Drittel niedriger. Dies bedeutet eine höhere Sicherheit und Verlässlichkeit als Bezugsmaterial beim Vergleich.

Die Abrasionswerte der AlMg-Legierung liegen im Mittelfeld der Kompositwerte.

Oberfläche des aus der Werkstatt gelieferten Prüfkörpers



Oberfläche des Prüfkörpers nach der 3-Medien-Abrasion (nach 200.000 Zyklen)

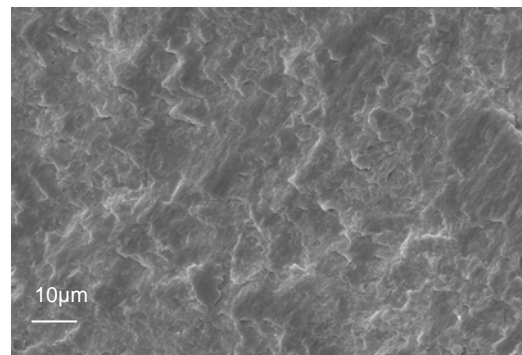
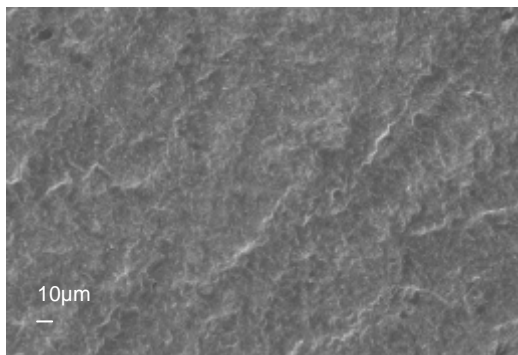


Abb. 35: REM-Aufnahmen des standardisierten Prüfkörpers aus AlMg-Legierung

7.1.5 Einfluss der Bestandteile von Kompositen auf deren Eigenschaften sowie die Korrelation von mechanischer Charakteristik und Abrasionsfestigkeit

Der Einfluss, den verschiedene Kompositbestandteile auf die mechanischen Eigenschaften ausüben, wird kontrovers diskutiert.

7.1.5.1 Einfluss der organischen Matrix

Die Monomermatrix, einschließlich Polymerisationsmethode und -grad (Setz et al. 1991, Ludwig 1997, Ikejima et al. 2003, Rzanny et al. 2003) beeinflussen stark die mechanischen Eigenschaften von Kompositen.

Es existiert zwar eine Reihe älterer Studien über die Abrasionsfestigkeit der organischen Matrix bei Zahnbürstenabrasion, jedoch gibt es kaum Erkenntnisse zum Einfluss der Dimethacrylat-Zusammensetzung auf die Abrasionsfestigkeit der Matrix. Eine TEGDMA enthaltende Matrix zeigt die höchste Abriebfestigkeit. Die Abriebfestigkeit von Bis-GMA und UDMA enthaltenden Matrices kann durch ein Zusetzen von TEGDMA erhöht werden (Kawai et al. 1998).

7.1.5.2 Einfluss des Füllstoffes

Der Einfluss von Menge, Eigenschaften und Verteilung der anorganischen Füllstoffe wird als groß eingeschätzt (Venz 1979, Øysaet und Ruyter 1986, Chung 1990, Setz et al. 1991, Bauer et al. 1995, Suzuki et al. 1995, Davidson und de Gee 1996, Ludwig 1997, Janda 2000, Rzanny et al. 2003, Nagarajan et al. 2004, Schwartz und Soderholm 2004, Zantner et al. 2004).

Keinen bzw. keinen absoluten Zusammenhang von mechanischen Eigenschaften und Füllstoffstruktur sehen Mandikos et al. (2001) und Rosentritt et al. (2003).

Laut Ikejima et al. (2003) vergrößert sich der Widerstand eines Komposites gegen Oberflächenkontaktermüdung mit der Füllstoffzunahme bis zu einem bestimmten Punkt. Bei weiterer Erhöhung kommt es zu einem Abfall dieser Eigenschaft. Dies bestätigt tendenziell die Erkenntnisse von Pelka et al. (1997), dass sich bis zu einem Füllstoffgehalt von 70 Prozent die Verschleißfestigkeit bei der ACTA-Methode signifikant erhöht. Vermutlich schützen große Füllkörper vor Attrition, kleine Füllstoffe vor Abrasion. Die Verwendung verschiedener Füllstoffgrößen erhöht nach Rosentritt et al. (2003) aber nicht den Verschleißwiderstand.

7.1.5.3 Einfluss des Verbundes

Auch der Einfluss des Füller-Matrix-Verbundes und somit der Qualität und der Hydrolysebeständigkeit der Silanisierung ist bekannt (Chung 1990, Bauer et al. 1995, Rzanny et al. 2003).

Die derzeit beste Festigkeit und Abrasionsbeständigkeit weisen Feinpartikelhybridkomposite auf. Innerhalb einer Gruppe können aber die Werte für verschiedene Produkte stark variieren (Ludwig 1997). Die Ursache liegt bei gleicher Zusammen-

setzung in der Herstellungstechnologie und dem Untersuchungszeitpunkt. So erhöht sich innerhalb der ersten Wochen die Verschleißresistenz durch Nachhärtung (de Gee et al. 1990, Davidson und de Gee 1996). Zudem beeinflusst das Umgebungsmilieu maßgeblich die Abriebfestigkeit und die Härte von Kompositen. Beide nehmen z.B. während der Lagerung in 25%-Alkohol-Wasser-Mischung stärker ab als während der Lagerung in reinem Wasser (Schwartz und Soderholm 2004).

7.1.5.4 Korrelation von mechanischer Charakteristik und Abrasionsfestigkeit

Ob und wie die mechanischen Eigenschaften das Abrasionsverhalten von Kompositen modifizieren, wird in der Literatur erörtert. Einige Autoren vertreten die Meinung, dass Abrasionsfestigkeit bzw. Verschleißresistenz von Füllungs- und Verblendkompositen mit deren mechanischen Eigenschaften korrelieren. Damit zeigt ein Werkstoff mit hohen Festigkeitsparametern z.B. auch eine hohe Abrasionsfestigkeit (Davidson und de Gee 1996, Ludwig 1997). Der Abrieb steht nach Mandikos et al. (2001) sowohl mit der Oberflächenrauigkeit als auch der Härte in Beziehung. Keinen ausreichenden Vorhersagewert physikalischer Eigenschaften für das klinische Verschleißverhalten sehen Körber et al. (1984), Jacobi (1995), Krämer et al. (1997), Schmidlin et al. (2003) sowie Rosentritt et al. (2003).

7.2 Oberflächenrauigkeit

Die Oberflächenqualität, ein wesentliches Qualitätsmerkmal von Kompositfüllungen und –verblendungen (Rzanny et al. 2003), wird durch verschiedene Faktoren bestimmt. Dazu zählen u.a. der Füllstoff des Komposites und damit letztlich der Komposittyp (Baucks und Hannig 1995, Tanoue et al. 2000). Eine möglichst geringe Oberflächenrauigkeit und eine möglichst dichte Struktur, die wenig Fremdstoffen ein Eindringen ermöglicht, werden angestrebt (Rzanny und Welker 1997).

Füllungen werden durch den Zahnarzt zum großen Teil, Verblendungen durch den Zahntechniker immer frei modelliert. Aus methodischen Gründen lassen sich Formkorrekturen des polymerisierten Komposites häufig nicht vermeiden. Die anfangs gute mikromorphologische Oberflächenqualität wird wieder verschlechtert. Immer muss aus karies- und parodontalprophylaktischen Gründen (Goldstein und Lerner 1991, Baucks und Hannig 1995) poliert werden. Ziel ist eine glatte und homogene Oberfläche (Lutz et al. 1981, Baucks und Hannig 1995, Rzanny und Welker 1999b, Rzanny und Welker 2000b, Rzanny et al. 2003).

Verarbeiter und Behandler orientieren sich bei der subjektiven Beurteilung der Oberflächen an der Intensität des direkt und des diffus reflektierten Lichtanteils, dem Glanz. Ein auf schmelzähnlichen Hochganz polierbares Komposit gilt als optimal. Objektiv kann die Mikromorphologie der Oberfläche mit optischen und mechanoelektrischen Methoden verifiziert werden. Der arithmetische Mittenrauwert R_a , die mittlere Abweichung des Profils von der mittleren Linie, ist eine relevante Oberflächenkenngröße (Salz 1994, Rzanny und Welker 2000b, Rzanny et al. 2003). Das Ergebnis der Bearbeitung ist sowohl vom Komposit als auch vom Bearbeitungswerkzeug abhängig. Eine Oberflächenrautiefe von weniger als 1 μm bewirkt eine glänzende Oberfläche (Baucks und Hannig 1995). Eine Voraussetzung für gute Polierbarkeit von Kompositen sind möglichst kleine Füllstoffpartikel (Wardak et al. 2001), deren Durchmesser unter der Wellenlänge des sichtbaren Lichtes liegen muss (Rzanny und Welker 1999b, Rzanny und Welker 2000b). Damit sind durch herausgelöste Oberflächenanteile bewirkte Oberflächenveränderungen für das menschliche Auge unsichtbar. Dies ist bei Mikrofüller-Kompositen und modernen Feinstkornhybrid-Kompositen mit einer mittleren Korngröße von 0,1 μm gegeben (Rzanny und Welker 2000b, Rzanny et al. 2003). Komposite mit einer Füllstoffgröße von bis zu 5 μm zählen laut „American Dental Association Council on Dental Materials“ zu den „polier-

baren“ Kompositen (Baucks und Hannig 1995). Kullmann stellte schon 1985 fest, dass nur Hybridkomposite mit einem Füllstoff unter 2 - 3 μm Größe unter klinischen Bedingungen eine den Mikropartikelkompositen adäquate Bearbeitung zuließen. Die von verschiedenen Werkzeugen hervorgerufenen Rauigkeiten unterscheiden sich. Die Oberflächenbearbeitung von Kompositrestaurationen mit Instrumenten, die mit Schleifkörnern von 40 und 15 μm beschichtet sind, sowie flexiblen Disks ist Standard (Fehér und Mörmann 1995). Ziel der Bearbeitung ist immer eine sehr geringe initiale Oberflächenrauigkeit, da es i.d.R. während der Gebrauchsperiode zu einer Verschlechterung der Oberflächenqualität kommt (Rzanny und Welker 1999b, Rzanny und Welker 2000a, Rzanny und Welker 2000b), die sich auf den Zustand bei Eingliederung aufaddiert. Auch das feuchte orale Milieu bedingt durch eine hygroskopische Expansion der Kompositmatrix Oberflächenveränderungen. Eine Zunahme von Plaqueanlagerungen und exogenen Verfärbungen kann resultieren. Um die Entfernung von Mikroorganismen und Belägen zu erleichtern, sollte der arithmetische Mittenrauwert R_a unter 0,2 μm liegen (Bollen et al. 1997), da z.B. eine Kokke einen Durchmesser von ca. 1 μm hat (Rzanny und Welker 1999b, Rzanny und Welker 2000a, Rzanny und Welker 2000b). Wesentlich ist, wie bzw. in welchem Ausmaß die mit der Bearbeitung erreichten minimalen Oberflächenrauigkeiten unter Zahnputzbedingungen in Abhängigkeit von Tragezeit, Mundhygiene sowie Material- und Verarbeitungsfaktoren zunehmen. Es werden Eingliederungs- und Langzeitqualität unterschieden (Rechenberg und Stegemann 1997). Die notwendige Reinigung und die dadurch bewirkte destruktive Abrasion stehen sich gegenüber. Der Bürstenzustand, das Sedimentieren der einzelnen Zahnpastabestandteile (Krejci et al. 1990c) sowie die Zahnpastaeigenschaften beeinflussen die Abrasion. Die in dieser Arbeit eingesetzte Zahnpasta Colgate Sensation White gehört zu den Whitening Pasten. Diese werden speziell zur Entfernung der durch Tabakteer sowie Kaffee-, Tee- oder Rotweingenuss (Imfeld und Sener 1999) entstandenen hartnäckig haftenden Verfärbungen angepriesen.

Colgate Sensation White bewirkt eine gute Reinigung der Zahnhartsubstanz, ist aber sehr stark dentinabrasiv. Da sich raue Oberflächen u.a. infolge der Flächenvergrößerung und der rauen Struktur schneller wieder verfärben, ist dies kontraproduktiv (Imfeld und Sener 1999). Für eine spezielle Reinigungsleistung nehmen die Hersteller eine damit einhergehende höhere Abrasion bewusst in Kauf (Imfeld und Sener 1999). Zu beachten ist allerdings, dass die glatteste Oberfläche nicht unbedingt mit

der geringsten Verfärbungsneigung korreliert. Die Farbaufnahme der Komposite hängt u.a. auch stark von der Monomer-Füllstoff-Mischung ab (Reis et al. 2003).

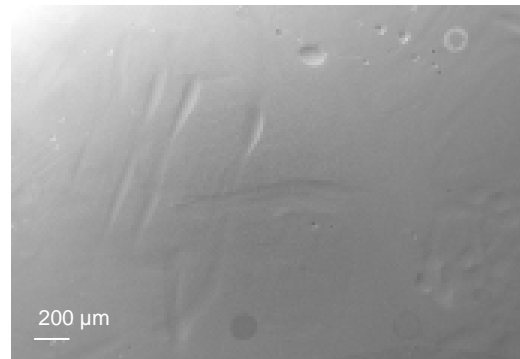
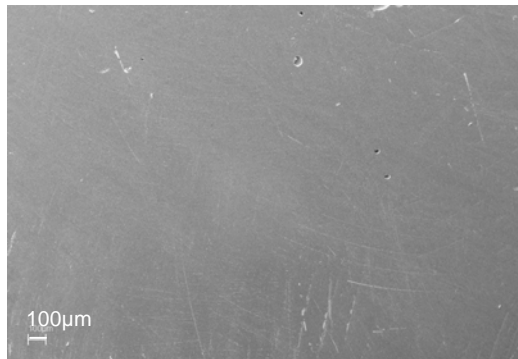
Die Verschleißfestigkeit von Kompositen nur mittels In vitro-Zahnbürstenversuchen zu bestimmen ist nicht möglich, da die Zahnbürstenabrasion allein nicht genügend Aussagekraft besitzt (Krejci et al. 1990c). Daher wurde in dieser Arbeit die Zahnbürstensimulation herangezogen, um die Oberflächenrauigkeit zu beobachten und nicht die gleichzeitig auftretende Abrasion.

Die mit dem mechano-elektrischen Abtastgerät T 1000 ermittelten R_a -Werte liegen nach der Politur mit dem Poliersystem SuperSnap zwischen 0,065 (Arabesk Top) und 0,138 (Z100) μm und damit deutlich unter dem kritischen Wert von 0,2 μm . Sie erfüllen also initial die vorgenannten Bedingungen. Die SuperSnap Scheiben ebnen mit ihren vielen Schleifkörnern den Kunststoff gleichmäßig ein (Rzanny und Welker 2000b).

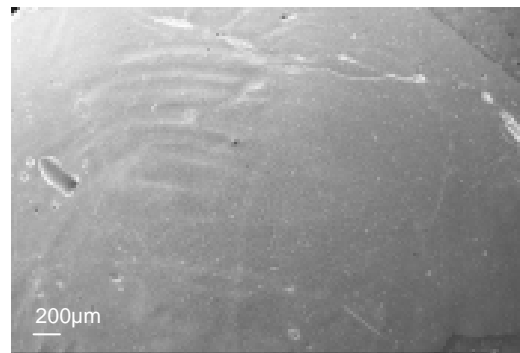
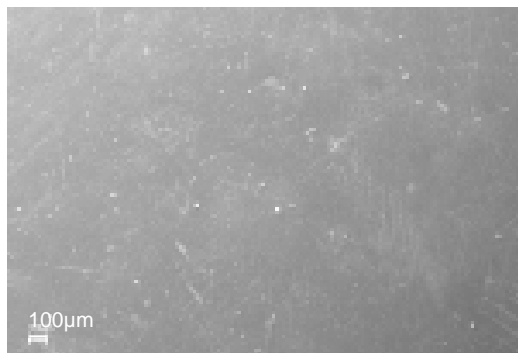
Rzanny und Welker (2000a) beschreiben nach der Politur mit SuperSnap-Polierdisks bei den Kompositen Arabesk Top, Herculite XRV, Pertac II, Tetric Ceram, Z100 und Definite Mittenrauwerte unter 0,1 μm und vermuten die Ursache in der Füllstoffstruktur. Nicht alle dieser Ergebnisse können in der vorliegenden Studie bestätigt werden: Werte unter 0,1 μm zeigen Admira, Arabesk Top, Pertac II, Superlux, SureFil sowie Tetric Ceram. Herculite XRV, Z100 sowie Definite liegen darüber. Herculite XRV und Definite überschreiten jedoch nur minimal die 0,1 μm -Grenze. Dies kann mit dem subjektiv-methodischen Einfluss bei der Politur, dem Messbereich auf dem Probekörper und evtl. der Produktcharge begründet werden. Der vergleichsweise recht hohe R_a -Wert des stopfbaren Komposites Alert ist vermutlich vor allem durch die Glasfasern (Abb.29) evtl. jedoch auch durch das schwierige Handling und die daraus resultierende inhomogene Struktur der Restauration bedingt.

Politur mit SuperSnapBürstenabrasion

Herculite XRV



Pertac II



Filtek Z 250

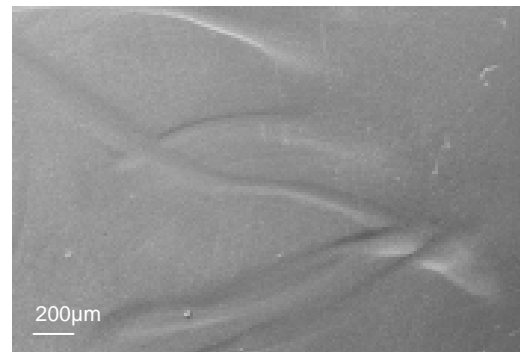
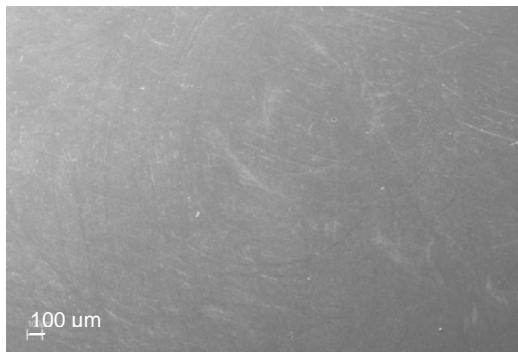
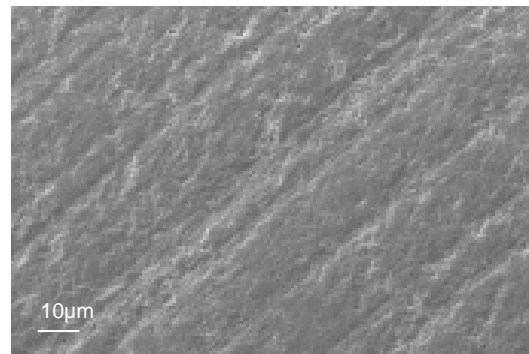
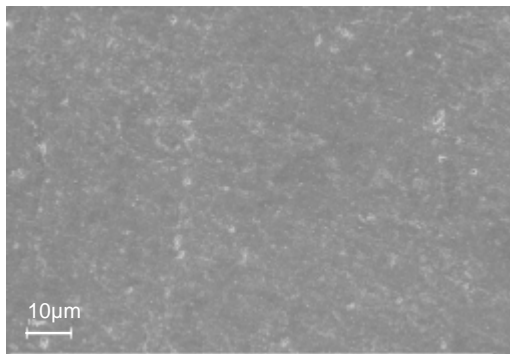


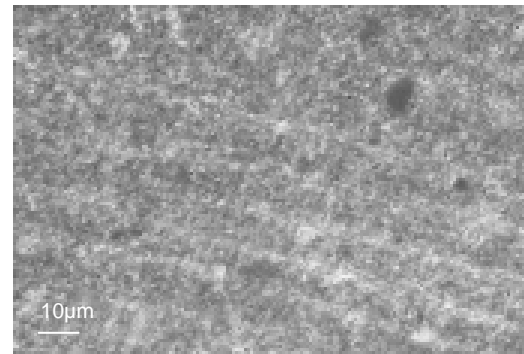
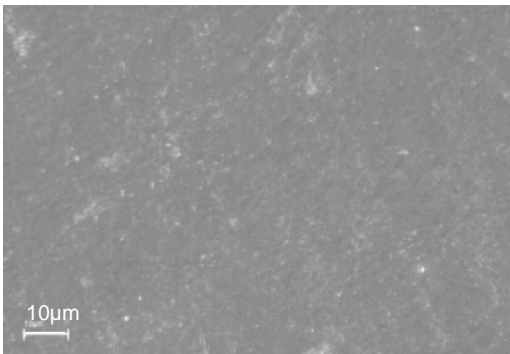
Abb. 36: REM-Aufnahmen ausgewählter Komposite:
linke Spalte nach der Politur mit SuperSnap, rechte Spalte nach Bürstenabrasion

Politur mit SuperSnapBürstenabrasion

Herculite XRV



Pertac II



Filtek Z250

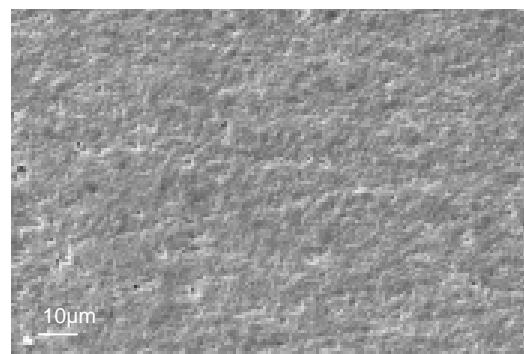
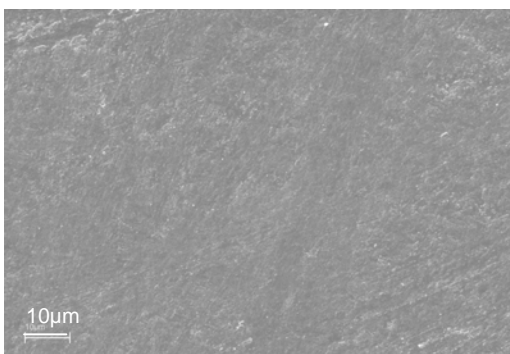


Abb. 37: REM-Aufnahmen ausgewählter Komposite:
linke Spalte nach der Politur mit SuperSnap, rechte Spalte nach Bürstenabrasion

Die REM-Aufnahmen in Abb. 36 und 37 veranschaulichen die Oberflächenverschlechterung. Es werden deutliche, durch Zahnbürstenborsten hervorgerufene, Rillen festgestellt. Zudem finden sich Aufrauungen. Diese entstehen, indem die weichere organische Matrix abgetragen wird und die anorganischen Füllstoffteilchen nun aus der Oberfläche herausragen. Daher ist es nicht sinnvoll, völlig auf die Zahnbürstensimulation zu verzichten, da sie u.a. Auswirkungen auf die Füllungsoberfläche im okklusal nicht belasteten Füllungsbereich hat (Krejci et al. 1990c).

Nach Zahnbürstenabrasion zeigen alle Komposite signifikant verschlechterte R_a -Werte gegenüber denen nach SuperSnap-Politur. Dabei spielen Zahnbürste, Anpressdruck des Bürstenkopfes auf den Prüfkörper, Versuchsdauer und Zahnpasta eine wichtige Rolle. So kann nach Untersuchungen von Kaup et al. (1999) keine der heutigen Bürstbewegungen als optimal gelten. Die oszillierend-rotierenden Bewegungen der Braun Oral B Bürste bewirken einen guten Putzeffekt (Kaup et al. 1999, Rzanny und Welker 2000b).

Auch hier ist die Vergleichbarkeit von in vitro und in vivo gewonnenen Daten zu diskutieren. Der Einfluss unterschiedlich abrasiver Zahncremes, der in dieser Arbeit nicht untersucht wurde, ist aus der Literatur bekannt. So kann, abhängig von der abrasiven Wirkung der Bürsten-Zahncreme-Kombination, eine Erhöhung des R_a -Wertes festgestellt werden (Rzanny und Welker 2000b). Bei normal abrasiver Zahnpasta kommt es zu einer geringeren Mittenrauwerterhöhung als mit der abrasiven Zahnpasta Colgate Sensation White (Rzanny und Welker 2000b). Auch die Komposite selbst, u.a. deren Struktur, Füllkörperart-, gröÙe (Kullmann 1985a), -menge und -verteilung beeinflussen das Rauigkeitsverhalten. Dies erklärt auch die zum Teil gravierenden Unterschiede zwischen den Kompositen.

Die Oberflächenbeschaffenheit der Hybridkomposite ist generell besser als die konventioneller Makrofüller-Komposite. Die Oberflächeneigenschaften der Hybridkomposite mit einer mittl. Teilchengröße von 0,8 – 1 μm kommen der Polierfähigkeit mikrogefüllter Materialien nahe (Setz et al. 1991). Photopolymerisierbare Komposite haben aufgrund geringerer Porositäten eine günstigere Oberfläche (Kullmann 1985) als Mehrkomponentensysteme. Bei Einkomponentensystemen macht der flächenmäßige Anteil der Porositäten bis zu 1 Prozent aus.

Rzanny und Welker (2000b) stellten fest, dass sich auf die primär vorhandene Oberflächenqualität von Kompositen eine etwa gleichwertige Veränderung durch das Zähneputzen aufaddiert. Ein möglichst geringer initialer Mittenrauwert ($< 0,1 \mu\text{m}$) ist

daher notwendig, damit dieser sich während der Gebrauchsperiode möglichst wenig erhöht. Bei Alert mit dem hohen R_a -Wert von $0,135 \mu\text{m}$ nach Politur ist eine Verschlechterung des Wertes durch Zahnbürstabrasion von 319 Prozent zu verzeichnen. Arabesk Top mit dem niedrigsten Mittenrauwert von $0,065 \mu\text{m}$ nach Bürstenabrasion zeigt eine Mittenrauzunahme von 340 Prozent. Z100 dagegen, mit dem ungünstigsten Ergebniss ($0,138 \mu\text{m}$) nach der Politur verschlechtert sich lediglich um 23 Prozent. Mit Ausnahme von Admira und Z100 überschreiten nach 40minütigem Bürsten alle Füllungskomposite den geforderten R_a -Wert von $0,2 \mu\text{m}$, Alert mit $0,566 \mu\text{m}$ am stärksten. Auch Reis et al. (2003) stellten bei Alert die größte Rauigkeit fest. Das stopfbare Admira zeigt aufgrund der geringen Füllkörpergrösse ($0,7 \mu\text{m}$), eine exzellente Polierbarkeit (Hennig et al. 2002, Hennig et al. 2004). Im klinischen Versuch ergaben sich für Admira nach einem Jahr Füllungsrandrauigkeiten, die auf eine Materialquellung, einhergehend mit einer Strukturauflockerung, zurückzuführen sind (Hennig et al. 2002). In REM-Aufnahmen sichtbare Mikroporositäten in der Füllungsoberfläche können durch Lufteinschlüsse während der Applikation bedingt sein (Hennig et al. 2004).

7.2.1 Oberflächenrauigkeit verschiedener Abrasionsmethoden

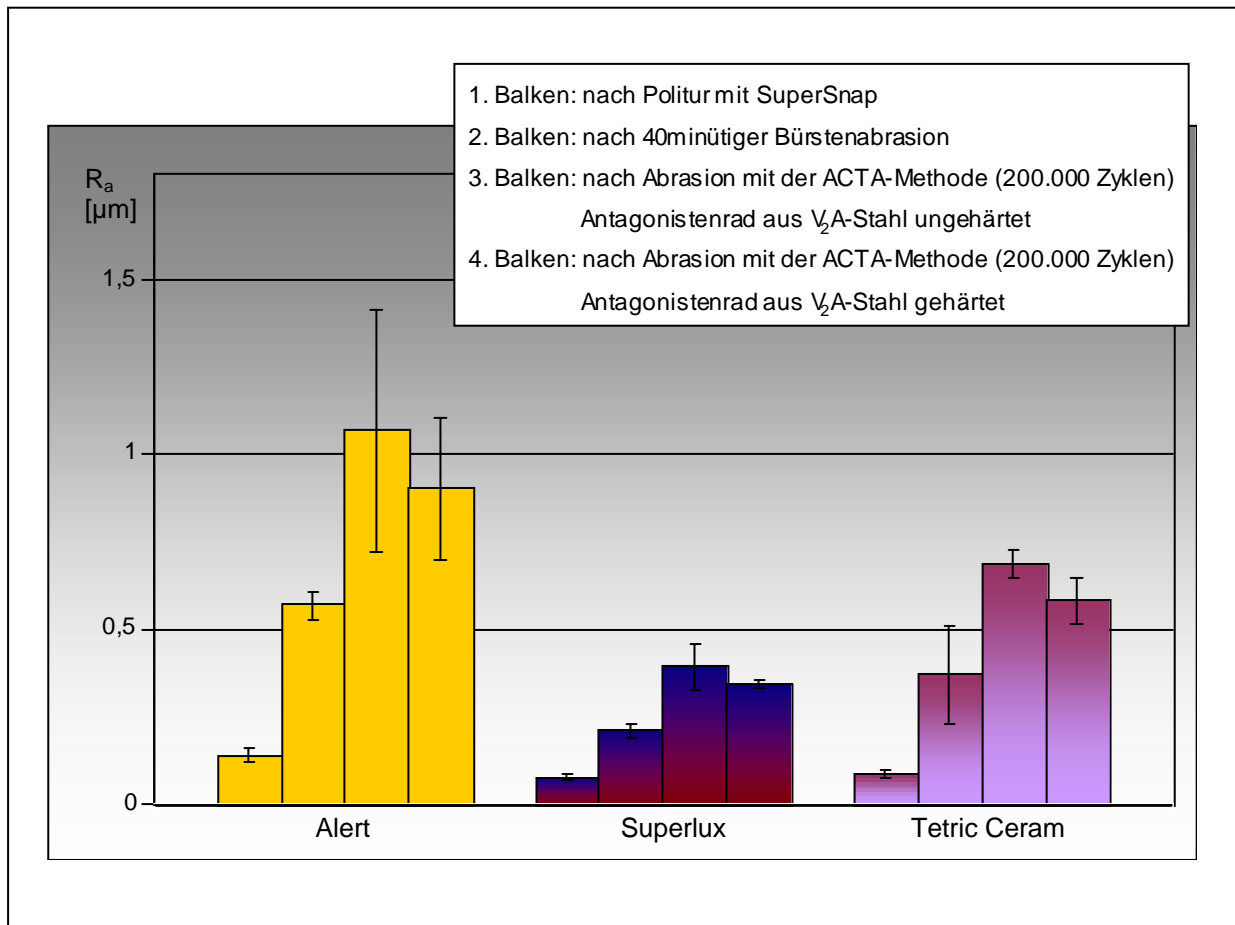


Abb. 38: Mittenrauwerte R_a von Kompositen nach Politur und unterschiedlichen Abrasionsmethoden

Beim Vergleich der Oberflächenrauigkeit von drei Füllungskompositen, Alert, Superlux und Tetric Ceram, nach Politur, Zahnbürstenabrasion sowie der Abrasion mit der ACTA-Methode mit zwei verschiedenen Antagonistenrädern wird sichtbar, dass:

- die verschiedenen Abrasionsmethoden unterschiedliche Rauigkeiten bewirken;
- die Rauigkeiten nach 3-Medien-Abrasion signifikant höher sind als nach der Politur mit SuperSnap,
- dabei bleibt das Ranking in diesem Fall gleich.

Die Rauigkeit nach der Abrasion mit der ACTA-Methode mit einem Antagonistenrad aus gehärtetem V₂A-Stahl ist geringer als mit ungehärtetem V₂A-Stahl.

7.3 Biegefestigkeit

Die Bestimmung der Biegefestigkeit, als grundlegender Parameter zur Charakterisierung der mechanischen Festigkeit (Rzanny und Welker 1993), ist ein gut reproduzierbares Prüf- und Messverfahren, mit dem die mechanischen Mindestanforderungen an Kompositwerkstoffe geprüft werden können (Kollmannsperger 1980, Rzanny und Welker 1993). Die Biegefestigkeit von Kompositen sollte bei oder oberhalb der der Zahnhartsubstanz liegen (Viohl 1980) und ist u.a. vom Aufbewahrungsmilieu und der Lagerzeit abhängig (Rzanny und Welker 1994). Füllungskunststoffe sind im Mund mechanischen und chemischen Belastungen ausgesetzt, wobei thermische Spannungen und Kaukräfte als Zug- und Druckbelastungen wirken. Dabei werden die Festigkeit der Kunststoffmatrix und die Verbindung zwischen Füllstoffen und Matrix beansprucht (Venz 1979). Deshalb ist der Biegeversuch als kombinierte Zug- und Druckprüfung in klinischer Hinsicht sehr relevant, da hier, wie meist bei der Belastung von Füllungen, Zug- und Druckkräfte gleichzeitig auftreten (Kollmannsperger 1980, Rzanny et al. 1995). Zugspannungen finden sich in der unteren Prüfkörperhälfte, Druckspannungen in der oberen, in der Prüfkörpermitte verschwinden die Spannungen. Die Spannungsmaxima treten unmittelbar an den Oberflächen auf. Letztlich zeichnen die Zugspannungen bzw. Oberflächendefekte der unteren Probenseite für den Bruch verantwortlich (Gomolka 2003). Verblendkunststoffe sind von dieser Art Belastung seltener betroffen (Rzanny und Welker 1993).

Die Bestimmung der Biegefestigkeit erfolgte mittels 3-Punkt-Biegeversuch, der zu den quasistatischen Prüfverfahren gehört. Die Biegeproben werden kontinuierlich immer stärker belastet, bis sie brechen (Rzanny und Welker 1997), wobei gleichzeitig Kraft und Weg aufgezeichnet werden (Viohl 1980). Aus den Kurven läßt sich u.a. die Biegefestigkeit ablesen. Sie wird aus der Kraft beim Bruch und dem Probenquerschnitt berechnet.

Die untersuchten Werkstoffe unterscheiden sich in der Biegefestigkeit z.T. stark voneinander. Einen Tag nach Polymerisation werden Biegefestigkeiten zwischen 104 und 226 MPa gemessen. Komposite Typ 1 und Typ 2 müssen eine Mindestbiegefestigkeit von 50 MPa aufweisen. Sogar Alert mit dem geringsten Wert von 104 MPa übertraf dies um 108 %. Weiterhin gilt die Forderung, dass die Biegefestigkeit bei bzw. oberhalb derjenigen der Zahnhartsubstanzen liegen soll (Viohl 1980). In der

Literatur werden Werte von 10 MPa für Schmelz und von 50 MPa für Dentin angegeben (Esser 1998). Alle untersuchten Materialien übererfüllen die an sie gestellten Mindestanforderungen weit.

Die mechanische Festigkeit von Estenia wurde gegenüber älteren Verblendkompositen weiter deutlich verbessert. Es hebt sich sowohl bei der Biegefestigkeit als auch der Härte deutlich von den untersuchten Füllungskompositen ab, was laut Hersteller auf den hohen Füllstoffanteil von 92 Gew.% und die thermische Nachvergütung zurückgeführt werden kann. Der Wert von 221 MPa für Estenia ist deutlich höher als der in der Literatur von Rzanny et al. (2003) angegebene von ca. 170 MPa. Meschke und Sippel (2001) berichten von 202 MPa. Estenia zählt zu den eher spröden Kunststoffen, die zwar hohe Biegespannungen, aber nur geringe Durchbiegung vertragen (Rzanny et al. 2003).

In der Literatur gefundene Ergebnisse konnten bestätigt werden:

Z 100 ragt deutlich über Pertac II und Definite heraus (Rzanny et al. 1999), wobei Pertac II eine deutlich höhere Biegefestigkeit als Tetric Ceram zeigt (Rzanny und Welker 1998).

Bei Z100 sowie Filtek Z250 ist die Diskrepanz zwischen den Ergebnissen dieser Arbeit und den vom Hersteller angegebenen Werten interessant: 3M ESPE zeigt in seinem „Technischen Produkt Profil“ graphisch, daß der absolute Wert der Biegefestigkeit für Filtek Z250 152,5 MPa und für Z100 ca. 135 MPa betrage. Dies korreliert nicht mit den in dieser Arbeit ermittelten Werten: Z100 zeigt hier eine um 37% höhere Biegefestigkeit als Filtek Z250.

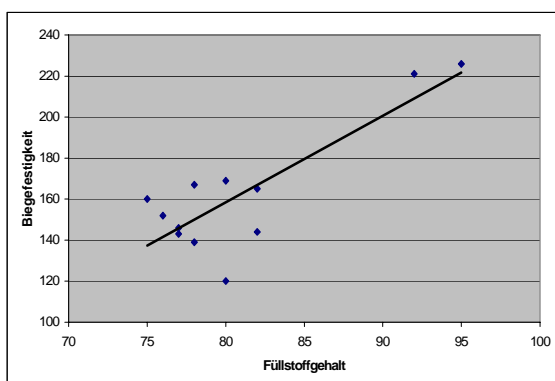


Abb. 39: Abhängigkeit der Biegefestigkeit vom Füllkörperanteil
Es gilt: $y = 4,2 x - 179$

Werden die Biegefestigkeitswerte als Funktion des Füllstoffgehaltes in einem Diagramm aufgetragen (Abb. 39), wird deren linearer Zusammenhang deutlich, wie schon von Manhart (1999) angedeutet. Weitere wesentliche Faktoren sind z.B. Füllstoffart und Konditionierung (Rzanny et al. 1995).

7.4 Mikrohärte nach Vickers

Härte ist der Widerstand, den ein Körper dem Eindringen eines anderen, härteren entgegensetzt (Eisenkolb 1964). Sie bestimmt die Kratzfestigkeit während der Gebrauchperiode und die Polierbarkeit eines Materials (Manhart 1999).

Die in dieser Arbeit genutzte Vickers-Härtebestimmung vernachlässigt die elastischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanz und restaurativen Werkstoffen (Marx und Müller 1971, Gabriel et al. 1983). Sie ist jedoch zum relativen Produktvergleich geeignet. Härtegrad, speziell Vickers-Härte, und Füllkörperanteil korrelieren (Rzanny und Welker 1999b), ein zunehmender Füllstoffgehalt bedingt eine Härtezunahme. Dies konnte in dieser Arbeit bestätigt werden. Abb. 40 zeigt die lineare Abhängigkeit.

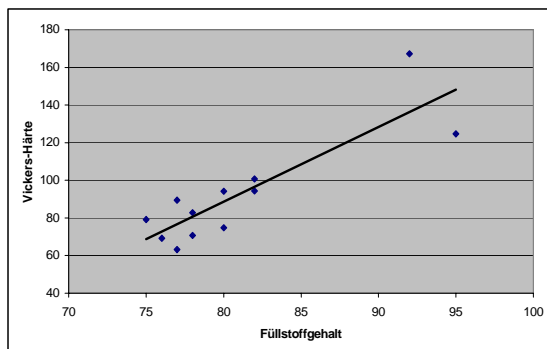


Abb. 40: Abhängigkeit der Härte vom Füllkörperanteil
Es gilt: $y = 4,0 x - 230$

Füllstoffgröße und -verteilung sind dabei wichtig. Für eine Härtezunahme der Ormocer wird auch die anorganisch-organische Kombinationsmatrix verantwortlich gemacht (Gomolka 2003).

Es wird die Härte von Hybridkompositen, ormocerhaltigen Kompositen, den Vergleichswerkstoffen Amalgam und AlMg-Legierung sowie der humanen und bovinen Zahnhartsubstanz untersucht und verglichen. Die mit Abstand höchste Härte zeigen erwartungsgemäß Human- und Rinderschmelz. Eine große Differenz wird beim Vergleich der Härte von Schmelz und Dentin deutlich: die des Dentins liegt insgesamt im Bereich der Komposite mit geringerer Härte. Rinderdentin zeigt eine signifikant geringere Härte als Humandentin, dessen Vickers-Härte sich nicht von der des Komposites Point4 unterscheidet. Die AlMg-Legierung zeigt eine signifikant geringere Härte als Amalgam, was ihrem Einsatz als Vergleichsmaterial jedoch nicht entgegensteht, da sie sich, wie Amalgam, in das Ranking der Komposite einreicht und zudem andere wichtige Vorteile, wie Homogenität und Vermeidung einer Schmier-schicht auf dem Probenrad, aufweist.

Bei den Kompositen zeigen Estenia und Z100 die besten Werte. Estenia lässt die signifikant höhere Härte erkennen, was der Hersteller wiederum mit der Füllkörpermenge und dem der Photopolymerisation folgenden Temperprozess (15 min bei 110 °C) begründet. Eine Hitzebehandlung von Kompositen (120 °C für 7 - 8 min) soll zu einer erhöhten Härte- und Abrasionsfestigkeit führen. De Gee et al. (1990) und de Gee und Pallav (1994) bestätigen dies für die Abrasionsfestigkeit. Ursächlich sei der häufig bei Glühprozessen auftretende Spannungsabbau. Warum Temperaturen von 110 – 120 °C als Glühprozesse verstanden werden, bleibt unklar. Dennoch ist die Härte von Estenia noch weit von der des Zahnschmelzes entfernt.

Wie schon von Manhart (1999) beschrieben, weist Definite auch in dieser Arbeit eine signifikant härtere Oberfläche als Tetric Ceram auf, wofür dieser die anorganisch-organische Kombinationsmatrix verantwortlich machte. Insgesamt wurde jedoch deutlich, dass die neue Matrix des ormocerhaltigen Komposites Definite gegenüber den modernen Feinsthybridkompositen keine Härtesteigerung bewirkt (Rzanny et al. 1999). Gleiches gilt für das ormocerhaltige Admira mit einer signifikant geringeren Härte als Definite .

Z100 hebt sich deutlich von Definite und Pertac II ab und ist damit insgesamt unter den Füllungskompositen mechanisch am stabilsten. Definite und Pertac II zeigen einander ähnliche Werte. Dies bestätigt die Ergebnisse von Rzanny et al. (1999).

8 Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass ein Vergleich der mit den verschiedenen Varianten der ACTA-Methode gewonnenen Ergebnisse verschiedener Autoren zur Abrasion nicht möglich ist. Deshalb ist eine bessere Standardisierung der Prüfbedingungen unabdingbar.

Folgende Parameter werden empfohlen:

- als Zwischenmedium Zahnpastaputzkörper Hydrated Silica RMS 110 000 15,
- als Antagonistenrad V₂A-Stahl ungehärtet,
- als Vergleichswerkstoff AlMg-Legierung und
- als Zyklenzahl 200.000.

Die Probenradbestückung beeinflusst die Abrasion der Komposite und somit auch das Ranking maßgeblich. Deshalb wird die Bestückung eines Probenträgers mit nur einem Komposit und einem Körper aus dem Vergleichsmaterial empfohlen. Da heute die Abrasionsfestigkeit mehrerer Komposite die des herkömmlichen Vergleichswerkstoffes Amalgam übertrifft, wäre auch ein Komposit als Standard denkbar. Dagegen spricht jedoch die schnelle Weiterentwicklung auf dem Dentalmarkt, wodurch ein unverändertes Komposit nicht kontinuierlich über einen längeren Zeitraum verfügbar ist.

Da das Abrasionsausmaß durch die Abnahme von Kerbtiefe und –fläche des Antagonistenrades sowie die Entprofilierung der Kerbenkanten beeinflusst wird, werden eine mikroskopische Kontrolle sowie ggf. ein Wechsel bei abgerundeten Kerbenkanten des Rades vorgeschlagen. Das Antagonistenrad aus V₂A-Stahl gehärtet weist einen ähnlichen Verschleiß auf, wie das aus V₂A-Stahl ungehärtet. Da der gehärtete Stahl jedoch korrosionsanfälliger ist, wird von seiner Verwendung abgeraten.

Die Verwendung humaner Zahnhartsubstanz als Vergleichswerkstoff ist auf Grund der anatomischen Form sowie der biologischen Variabilitäten des Zahnaufbaus und den daraus resultierenden hohen Standardabweichungen nicht sinnvoll. Bei ausreichender Schmelzdicke ist der Einsatz boviner Zahnhartsubstanz denkbar. Jedoch muss strikt darauf geachtet werden, dass die entstehenden Abrasionsflächen im Schmelz und nicht im Dentin liegen.

In weitere Verschleißmessungen mit der ACTA-Methode könnten die Simulation des Mundmilieus bzw. Stressfaktoren, wie z.B. eine Vorbehandlung der Kompositproben mit Temperaturwechsellasten oder durch Lagerung in Alkohol, integriert werden.

Vor dem Hintergrund der rasanten aktuellen Neu- und Weiterentwicklung von Dentalmaterialien ist die standardisierte ACTA-Methode eine gute Möglichkeit, um schnell und mit wenig Aufwand (einfacher Versuchsaufbau, geringer Material- und Arbeitszeiteinsatz) tendenzielle Aussagen zur Abrasionsfestigkeit von Werkstoffen vor deren klinischer Testung treffen zu können. Die gegenüber dem Kausimulator oder In vitro-Methoden gute Aufwand-Nutzen-Relation der ACTA-Methode begründet deren weit verbreiteten Einsatz.

Sie kann - und will - jedoch keinesfalls klinische Langzeitstudien ersetzen, da nur mit deren Hilfe die praktische Eignung von Kompositen, einschließlich dem zugehörigen Adhäsivsystem, endgültig beurteilt werden kann.

9 Literatur- und Quellenverzeichnis

- Asmussen E. 1986. Composites: Klinische Bedeutung der physikalischen, chemischen und adhäsiven Eigenschaften. Phillip J, 3(4):153-163.
- Baucks R, Hannig M. 1995. Oberflächenbearbeitung von Komposit. ZWR, 104(5):372-377.
- Bauer CM, Kunzelmann K-H, Hickel R. 1995. Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen und Ormoceren. Dtsch Zahnärztl Z, 50(9):635-638.
- Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO. 1992. Protection hypothesis for composite wear. Dent Mater, 8(5-6):305-309.
- Bloem TJ, McDowell GC, Lang BR, Powers JM. 1988. In vivo wear. Part II: Wear and abrasion of composite restorative materials. J Prosthet Dent, 60(2):242-249.
- Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M. 1997. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. Dent Mater 13(4): 258-269.
- Chung KH. 1990. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. J Dent Res, 69(3):852-856.
- Davidson CL, de Gee AJ. 1996. Verschleißverhalten dentaler Composite-Materialien. Phillip J, 13(5-6):171-177.
- de Gee AJ, Pallav P. 1994. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. J Dent Suppl, 22(1):21-S27.
- de Gee AJ, Pallav P, Davidson CL. 1986. Effect of Abrasion Medium on Wear of Stress-bearing Composites and Amalgam in vitro. J Dent Res, 65(5):654-658.
- de Gee AJ, Pallav P, Werner A, Davidson CL. 1990. Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. Dent Mater, 6(4):266-270.
- de Terra P, Hrsg. 1911. Vergleichende Anatomie des menschlichen Gebisses und der Zähne der Vertebraten. Jena: Verlag von Gustav Fischer.
- DIN EN ISO 4049. 2000. Zahnheilkunde: Füllungs-, restaurative und Befestigungskunststoffe (deutsche Fassung). Berlin: Beuth Verlag.
- Eisenkolb F. 1964. Einführung in die Werkstoffkunde, Band II: Mechanische Prüfung metallischer Werkstoffe. Siebente Auflage. Berlin: VEB Verlag Technik.
- Esser M, Tinschert J, Marx R. 1998. Materialkennwerte der Zahnhartsubstanz des Rindes im Vergleich zur humanen Zahnhartsubstanz. Dtsch Zahnärztl Z, 53(10):713-717.
- Finger W, Thiemann J. 1987. Correlation between *in vitro* and *in vivo* wear of posterior restorative materials. Dent Mater, 3(5):280-286.

- Fehér A, Mörmann WH. 1995. Die Ausarbeitung von Keramikrestorationen mit superfeinen Diamantinstrumenten. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 105(4):474-479.
- Fuentes V, Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. 2004. Tensile strength and microhardness of treated human dentin. Dent Mater, 20(6): 522-529.
- Gabriel E, Neeser P, Oesman T. 1983. Die quantitative Bestimmung von Festigkeitseigenschaften und des Löslichkeitsverhaltens von Zahnhartgewebe in Mikrobereichen. Dtsch Zahnärztl Z, 38(12):1097-1099.
- Gil FJ, Espias A, Sanchez LA, Planell JA. 1999. Comparison of the abrasive wear resistance between amalgams, hybrid composite material and different dental cements. Int Dent J, 49(6):337-342.
- Gomolka M. 2003. Experimentelle Untersuchungen von Stumpfaufbau-Werkstoffen und Adhäsiv-Systemen zu Zahnhartsubstanzen und metallischen Werkstoffen [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Goldstein GR, Lerner T. 1991. The effect of toothbrushing on a hybrid composite resin. J Prosthet Dent, 66(4):498-500.
- Graf K, Müller FX, Rammelsberg P. 2002. In-vitro-Untersuchungen zur Drei-Medien-Abrasion von Zahnhartsubstanz und dentalen Keramiken. Dtsch Zahnärztl Z, 57(10):599-601.
- Graf K, Rammelsberg P, Mehl A, Kunzelmann K-H. 2001. In-vitro-Untersuchungen zur Drei-Medien-Abrasion von Zahnhartsubstanz und Metalllegierungen. Dtsch Zahnärztl Z, 56(8):495-500.
- Hennig ACh, Helbig EB, Klimm HW, Haufe E, Richter G. 2002. Klinische Studie mit einemOrmocer (Admira) in Klasse-V-Mischkavitäten. Dtsch Zahnärztl Z, 57(8):462-468.
- Hennig ACh, Helbig EB, Haufe E, Richter G, Klimm HW. 2004. Die Versorgung von Klasse-V-Kavitäten mit dem Ormocer®-basierenden Füllungssystem Admira®. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 114(2):104-114.
- Hickel R. 1997. Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z, 52(9):572-585.
- Hofmann E, Rosentritt M, Behr M, Handel G. 2000. Abriebverhalten von Verblendkunststoffen nach künstlicher Abrasion im Kausimulator und in einer Drei-Medien-Abrasionsmaschine [Poster / Tagungsbeitrag DGZPW]. Regensburg: Universität.
- Hopp M. 2002. Moderne Verblendtechnik mit Kunststoffmaterialien – geliebt und gehasst: Ein Systemüberblick. Quintessenz Zahntech, 28(5):460-506.
- Hu X, Marquis PM, Shortall AC. 1999. Two-body in vitro wear study of some current dental composites and amalgams. J Prosthet Dent, 82(2):214-220.

- Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. 2003. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater*, 19(3):206-211.
- Imfeld Th, Sener B. 1999. In-vitro-Untersuchung der mechanischen Wirkung von Whitening-Zahnpasten des Schweizer Marktes. *Acta Med Dent Helv*, 11(4):195-200.
- Jacobi R. 1995. Verschleißverhalten von Restaurationsmaterialien. *Phillip J*, 12(1-2): 33-40.
- Janda R. 2000. Werkstoffkundeatlas: Verblendkomposits – Werkstoffwissenschaftliche Aspekte. *Quintessenz Zahntech*, 26(1):53-64.
- Kaup M, Niermann J, Ott K. 1999. Reinigungsfähigkeit elektrischer Zahnbürsten bei nicht-eugnather Zahnstellung. *Dtsch Zahnärztl Z*, 54(2):103-107.
- Kawai K, Iwami Y, Ebisu S. 1998. Effect of resin monomer composition on toothbrush wear resistance. *J Oral Rehabil*, 25(4):264-268.
- Körber KH, Ludwig K, Dünner P. 1984. Experimentelle Untersuchung zur Abrasionswirkung zwischen Zahnschmelz und Dentalkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z*, 39(1):2-11.
- Koke U, Daum J, Rammelsberg P, Gilde H. 2003. Untersuchung zur Zwei-Medien-Abrasion von Titanverblendkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z*, 58(6):343-346.
- Kollmannsperger P. 1980. Festigkeit und Verformungsverhalten von Füllungskunststoffen aus der Biegeprüfung. *ZWR*, 89(8):48-50.
- Krämer N, Pelka M, Kautetzky P, Sindel J, Petschelt A. 1997. Abrasionsbeständigkeit von Kompomeren und stopfbaren Glasionomern. *Dtsch Zahnärztl Z*, 52(3):186-189.
- Krejci I, Heinzmann J-L, Lutz F. 1990a. Verschleiß von Schmelz, Amalgam und ihrer Schmelzantagonisten im computergesteuerten Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 100(11):1285-1291.
- Krejci I, Lutz F. 1986. Seitenzahn-Composite - Warum (noch) nicht? *Phillip J*, 3(1):5-12.
- Krejci I, Albertoni M, Lutz F. 1990c. In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 2. Zahnbürsten-/Zahnpastaabrasion und chemische Degradation. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 100(10):1164-1168.
- Krejci I, Reich Th, Bucher W, Lutz F. 1994a. Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleißmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 104(2):160-169.

- Krejci I, Reich F, Lutz F, Albertoni M. 1990b. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme – 1. Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 100(8):953-960.
- Kullmann W. 1985a. Hybrid- und Mikropartikel-Komposit im klinischen Vergleich. Dtsch Zahnärztl Z, 40(9):910-914.
- Kullmann W. 1985. Die Oberflächenbeschaffenheit sog. Hybrid-Komposite. Dtsch Zahnärztl Z, 40(9):915-921.
- Kunzelmann K-H, Deigner M, Hickel R. 1993. Dreimedienabrasion von Befestigungskompositen adhäsiver Inlaysysteme. Dtsch Zahnärztl Z, 48(2):109-111.
- Kunzelmann K-H, Mehl A, Hickel R. 1998. Sliding-wear of an ExperimentalOrmocer and 15 Commercial Composites [Abstract]. J Dent Res, 77(Sp.Iss.A):226 [IADR abstracts #965].
- Ludwig K. 1997. Werkstoffkunde der Verblendkunststoffe. Quintessenz Zahntech, 23(5):683-692.
- Ludwig K. 2001. Abrasionsfestigkeit moderner Komposites. Kurzreferate der 30. Tagung der Arbeitsgemeinschaft DentaleTechnologie e.V., Referat 24.
- Ludwig K, Hrsg. 2005. Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.
- Lutz F, Imfeld Th, Mörmann W. 1981. Komposits: Mikrofüller, Füllstoffgehalt und Polierbarkeit – Schlagworte und ihre Bedeutung. Swiss Dent 2(1-2):19-24.
- Lutz F, Besek M, Göhring T, Krejci I. 2000. Amalgamersatz – klinisches Potenzial: Eine In-vitro-Analyse. Acta Med Dent Helv, 5(3):21-30.
- Lutz F, Krejci I, Besek M. 1998. Konservierende Zahnheilkunde – Restaurationen für wen?. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 108(1):19-26.
- Mair M. 2002. Nahrungsverschleiss im Kausimulator [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilian-Universität.
- Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. 2001. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. J Prosthet Dent, 85(4):386-395.
- Manhart J. 1999. Werkstoffkundliche Charakterisierung eines Füllungsmateriales auf Ormocer-Basis – im Vergleich zu einem Komposit und einem Kompomer. ZMK, 15(12):807-812.
- Marx H, Müller K. 1971. Ein neues Härtemeßverfahren und seine Anwendung bei der Untersuchung dentaler Kunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z, 26(7):758-763.

- Meschke K-P, Sippel J. 2001. Verblendmaterial von Kuraray - Mehr Ästhetik mit Estenia. dental-labor, XLIX(3):499-502.
- Michejew N, Kunzelmann K-H. 2003. Einfluss der Last und der Gleitgeschwindigkeit auf den Kontaktabrieb eines Füllungsmaterials. Dtsch Zahnärztl Z, 58(7):401-405.
- Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP. 2004. In vitro contact wear of dental composites. Dent Mater, 20(1):63-71.
- Ottl P, Janda R, Tappe A, Lauer H-Ch. 1997. Die Bestimmung der Abrasionsfestigkeit von licht-, heiß- und kaltpolymerisierenden Schienenkunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z, 52(5):342-346.
- Øysaød H, Ruyter IE. 1986. Water Sorption and Filler Characteristics of Composites for Use in Posterior Teeth. J Dent Res, 65(11):1315-1318.
- Pallav P, de Gee AJ, Werner A, Davidson CL. 1993. Influence of Shearing Action of Food on Contact Stress and Subsequent Wear of Stress-bearing Composites. J Dent Res, 72(1):56-61.
- Pantke H, Schienbein H, Schmidt HFM. 1971. Schmelzstrukturen bei den Herbivoren Rind und Reh. Dtsch Zahnärztebl, 25(12):472-484.
- Pelka M, Frankenberger R, Petschelt A. 1998a. Verschleißsimulation von Materialien für die Rekonstruktion okklusaler Kontaktbereiche. Zahnärztl Welt 107(11):666-671.
- Pelka M, Frankenberger R, Sindlinger R, Petschelt A. 1998. Verschleißsimulation natürlicher Zahnhartsubstanzen im abrasiven Kontakt. Dtsch Zahnärztl Z, 53(1):61-64.
- Pelka M, Sindel J, Frankenberger R, Golisch B, Krämer N. 1997. Which Parameters are Influencing the Wear Resistance of Dental Materials [Abstract]?. J Dent Res, 76(Sp.Iss.SI):201 [IADR Abstract #1501].
- Peyer B, Hrsg. 1963. Die Zähne: Ihr Ursprung, ihre Geschichte und ihre Aufgabe. 1.-6.Tsd. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer-Verlag.
- Powers JM, Ryan MD, Hosking DJ, Goldberg AJ. 1983. Comparison of in vitro and in vivo wear of composites. J Dent Res, 62(10):1089-1091.
- Radlanski RJ, Jäger A, Seidl W, Steding G. 1988. Durchmesser und Anordnung der Prismen im Zahnschmelz. Eine morphologische Untersuchung. Dtsch Zahnärztl Z, 43(11):1182-1192.
- Rateitschak KH. 1992. Amalgam – der bestuntersuchte Werkstoff der restaurativen Zahnmedizin. Swiss Dent, 13(4):7-18.
- Rechenberg S, Staegemann G. 1997. Qualitätskriterien und Qualitätskontrolle restaurativer Massnahmen. ZWR, 106(7-8):427-430.

- Reich S, Sindel J, Morneburg Th. 1998. In-vitro-Verschleißverhalten von Verblendkunststoffen bei der Nahrungszerkleinerung. Dtsch Zahnärztl Z, 53(7):448-453.
- Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. 2003. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. Dent Mater, 19(1):12-18.
- Rosentritt M, Behr M, Schultz S, Handel G. 2003. Drei-Medien-Verschleiß von Füllungskompositen. Quintessenz, 54(2):181-185.
- Roulet JF. 1988. Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkungen auf die Klinik. Dtsch Zahnärztl Z, 43(8):887-892.
- Rümann F, Lutz F. 1980. Komposits als Amalgamersatz – Klinische und experimentelle Resultate. Quintessenz, 31:133-143.
- Rzanny A, Göbel R, Welker D. 1995. Quasistatische Prüfungen an 21 Füllungs- und Verblendkompositen. ZWR, 104(10):698-703.
- Rzanny A, Göbel R, Welker D. 1999. Werkstoffkundlicher Vergleich zahnfarbener Füllungsmaterialien. Phillip J 16(3-4):68-71.
- Rzanny A, Göbel R, Welker D. 2003. Moderne Verblendkunststoffe – eine werkstoffkundliche Studie. Quintessenz Zahntech, 29(1):58-72.
- Rzanny A, Welker D. 1993. Biegefestigkeitsprüfungen an Kompositen im methodischen Vergleich. Quintessenz Zahntech, 19(12):1467-1473.
- Rzanny A, Welker D. 1994. Milieubezogene Biegefestigkeits- und Elastizitätsuntersuchungen an Kompositen. Quintessenz Zahntech, 20(11):1325-1330.
- Rzanny A, Welker D. 1997. Aktuelle Komposite im werkstoffkundlichen Vergleich. ZMK, 13(4):30-34.
- Rzanny A, Welker D. 1998. Werkstoffkundliche Eigenschaften von Feinst-Hybrid-Kompositen und Kompomeren. ZWR, 107(12):743-748.
- Rzanny A, Welker D. 1999b. Verblendkompositen im werkstoffkundlichen Vergleich: Artglass, Sinfony und Targis. ZT – Magazin für innovative Zahntechnik, 4(6):331-336.
- Rzanny A, Welker D. 2000a. Aktuelle zahnfarbene Füllungswerkstoffe – eine werkstoffkundliche Standortbestimmung. Zahn Prax, 3:6-14.
- Rzanny A, Welker D. 2000b. Bearbeitung moderner Verblend- und Füllungskomposite. Teamwork Interdisziplinäre Prothetik Zahnheilkunde, 3(2):203-212.
- Salz U. 1994. Moderne Kompositsysteme – Materialbeschaffenheit und vorklinische Prüfung. Dental Magazin, 12(2):111-114.

- Schmidlin PR, Pasqualetti T, Imfeld Th, Besek M. 2003. Ein Modell zur Simulation des Approximalverschleisses in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 113(4):427-433.
- Schnabel C, Kunzelmann K-H, Hickel R. 1995. The influence of different abrasion media on three-body-wear of composites [Abstract]. J Dent Res, 74(Sp.IssSI):90 [IADR Abstracts #625].
- Schwartz JI, Soderholm KJ. 2004. Effects of filler size, water, and alcohol on hardness and laboratory wear of dental composites. Acta Odontol Scand, 62(2):102-106.
- Schwickerath H. 1988. Über die gegenseitige Abnutzung von Keramik, Schmelz und Dentallegierungen. Dtsch Zahnärztl Z, 43(11):1148-1151.
- Setz J, Geis-Gerstorfer J, Lin W. 1991. Zum Einfluß anorganischer Füller auf die Eigenschaften lichpolymerisierender Komposite. Dtsch Zahnärztl Z, 46(10):657-660.
- Shabanian M, Richards LC. 2002. In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. J Prosthet Dent, 87(6):650-656.
- Sindel J. et al. 1998. Simulation des Verschleißverhaltens von Kompositen. Zahnärztl Mitt, 88(5):514-516.
- Soltész U, Klaiber B, Pergande Ch, Richter H. 1979. Vergleichende Untersuchungen über das Abrasionsverhalten von Composite-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z, 34(5):406-412 .
- Suzuki S, Tso RC, Suzuki SH, Leinfelder KF. 1995. Enamel Wear against Various Posterior Composite Resins [Abstract]. J Dent Res, 74(Sp.Iss.SI):90 (IADR Abstract #632).
- Tagtekin DA, Yanikoglu FC, Bozkurt FO, Kologlu B, Sur H. 2004. Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. Dent Mater, 20(5):487-497.
- Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. 2000. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. J Prosthet Dent, 84(1):93-97.
- Tranter T, Seghi LA, Seghi RR. 1997. Rank Correlation Between In-vivo and three In-vitro Methods of Clinical Wear Evaluation [Abstract]. J Dent Res, 76(Sp-Iss.SI):201 [IADR Abstract #1502].
- Truong VT, Tyas MJ. 1988. Prediction of in vivo wear in posterior composite resins: a fracture mechanics approach. Dent Mater, 4(6):318-327.
- Venz S. 1979. Untersuchung des Zusammenhanges zwischen Biegefestigkeit, Steifigkeit, Biegemodul, Füllstoffgehalt und Bruchflächenstruktur an 7 Füllungskunststoffen. ZWR, 88(13):601-606.

- Versluis A, Pintado MR, Tantbirojn D, Douglas WH. 1997. Modeling of Wear [Abstract]. J Dent Res, 76(Sp.IssSI):201 [IADR Abstract #1500].
- Viohl J. 1980. Klinische Bedeutung der Biegeeigenschaften bei Füllungswerkstoffen. ZWR, 89(8):43-46.
- Wardak D, Wirz J, Schmidli F. 2001. Der Einfluss verschiedener Poliersysteme auf zahnärztliche Verblendmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 111(3)282-291.
- Zantner C, Kielbassa AM, Martus P, Kunzelmann K-H. 2004. Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. Dent Mater, 20(3):277-285.
- Zappini G, Heintze SD, Rousson V. 2004. Wear of ten dental restorative materials in five simulators [IADR abstract #2854]. (http://iadr.contex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_42889.htm)
- 3M ESPE. 3M ESPE Filtek Z250 Universalkomposit. Technisches Produkt Profil.

10 Anhang
10.1 Tabellenanhang (Ergebnis- und Statistiktabelle)
10.1.1 Biegefestigkeit

Tab. 1: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) in MPa

n = 10	x	s	s [%]
Admira	139	29,9	21,5
Alert	104	7,0	6,7
Arabesk Top	146	13,2	9,0
Definite	143	12,7	8,8
Estenia	221	39,1	17,7
Herculite XRV	167	22,6	13,5
Pertac II	169	21,0	12,4
Point 4	152	14,9	9,8
Prodigy Condensable	127	14,9	11,7
Solitaire2	160	14,9	9,3
Superlux	114	18,6	16,3
Sure Fil	144	10,8	7,5
Tetric Ceram	120	13,0	10,8
Z100	226	24,0	10,6
Filtek Z250	165	14,0	8,5

10.1.2 Mikrohärte nach Vickers

Tab. 2: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) in HV₍₅₋₂₀₎

n = 10	x	s	s [%]
Admira	70,7	2,4	3,4
Alert	99,5	2,8	2,8
Arabesk Top	63,1	1,3	2,1
Definite	89,5	3,8	4,2
Estenia	167,2	4,9	2,9
Herculite XRV	82,8	3,2	3,9
Pertac II	94,2	3,1	3,2
Point 4	69,2	2,3	3,3
Prodigy Condensable	64,2	1,7	2,7
Solitaire2	79,2	2,1	2,7
Superlux	78,7	3,8	4,8
Sure Fil	100,7	4,1	4,1
Tetric Ceram	74,8	2,0	2,7
Z100	124,7	4,5	3,6
Filtek Z250	94,3	2,5	2,7
Amalgam	95,8	6,1	6,4
AlMg	79,4	1,6	2,0
Humanschmelz	328,4	21,8	6,6
Humandentin	67,9	2,3	3,4
Rinderschmelz	366,8	18,8	5,1
Rinderdentin	57,6	1,9	3,3

Tab. 3: Vickers-Härte: Ergebnisse der Varianzanalyse nach 1tägiger Wasserlagerung
 x = statistisch signifikanter Unterschied, - = kein statistisch signifikanter Unterschied, $p \leq 0,05$

	Admira	Alert	Arabesk Top	Definite	Estenia	Herculite XRV	Pertac II	Point 4	Prodigy Condensable	Solitaire2	Superlux	Sure Fil	Tetric Ceram	Z100	Filtek Z250	Amalgam	AlMg-Legierung	Humanschmelz	Humandentin	Rinderschmelz	Rinderdentin
Admira	/	x	x	x	x	x	x	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Alert	x	/	x	x	x	x	x	x	x	x	x	-	x	x	x	-	x	x	x	x	x
Arabesk Top	x	x	/	x	x	x	x	x	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Definite	x	x	x	/	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Estenia	x	x	x	x	/	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Herculite XRV	x	x	x	x	x	/	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Pertac II	x	x	x	x	x	x	/	x	x	x	x	x	x	x	-	-	x	x	x	x	x
Point 4	-	x	x	x	x	x	x	/	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	-	x	x
Prodigy Cond.	x	x	-	x	x	x	x	x	/	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Solitaire2	x	x	x	x	x	x	x	x	x	/	-	x	x	x	x	x	-	x	x	x	x
Superlux	x	x	x	x	x	x	x	x	x	-	/	x	x	x	x	x	-	x	x	x	x
Sure Fil	x	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x	/	x	x	x	-	x	x	x	x	x
Tetric Ceram	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	/	x	x	x	x	x	x	x	x
Z100	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	/	x	x	x	x	x	x	x
Filtek Z250	x	x	x	x	x	x	-	x	x	x	x	x	x	x	/	-	x	x	x	x	x
Amalgam	x	-	x	x	x	x	-	x	x	x	x	-	x	x	-	/	x	x	x	x	x
AlMg-Legierung	x	x	x	x	x	x	x	x	x	-	-	x	x	x	x	x	/	x	x	x	x
Humanschmelz	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	/	x	x	x
Humandentin	x	x	x	x	x	x	x	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	/	x	x
Rinderschmelz	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	/	x
Rinderdentin	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	/

10.1.3 Oberflächenrauigkeit

10.1.3.1 Oberflächenrauigkeit nach Politur und Bürstenabrasion

Tab. 4: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) des arithm. Mittenrauwertes R_a in μm

n = 10	R_a nach Politur mit SuperSnap			R_a nach 40min. Bürstenabrasion		
	x	s	s in %	x	s	s in %
Admira	0,09	0,02	16,1	0,17	0,04	23,7
Alert	0,14	0,02	14,8	0,57	0,04	6,2
Arabesk Top	0,07	0,01	10,8	0,29	0,05	15,7
Definite	0,11	0,01	10,5	0,21	0,05	21,1
Herculite XRV	0,10	0,02	15,8	0,32	0,06	19,3
Pertac II	0,08	0,01	10,0	0,29	0,10	36,3
Point 4	0,11	0,01	9,3	0,28	0,04	14,7
Prodigy Condensable	0,10	0,02	19,6	0,34	0,07	19,7
Solitaire2	0,11	0,02	15,9	0,25	0,06	24,1
Superlux	0,08	0,01	9,2	0,21	0,02	7,8
Sure Fil	0,10	0,01	12,6	0,25	0,04	17,2
Tetric Ceram	0,09	0,01	9,2	0,37	0,14	37,2
Z100	0,14	0,01	8,7	0,17	0,01	5,3
Filtek Z250	0,11	0,01	13,1	0,24	0,08	31,7

Tab. 5: Ergebnisse der Varianzanalyse der mit SuperSnap polierten Prüfkörper gegeneinander

x = statistisch signifikanter Unterschied

- = kein statistisch signifikanter Unterschied, $p \leq 0,05$

	Admira	Alert	Arabesk Top	Definite	Herculite XRV	Pertac II	Point 4	Prodigy Condensable	Solitaire2	Superlux	Sure Fil	Tetric Ceram	Z100	Filtek Z250
Admira	/	x	x	-	-	x	x	-	x	x	-	-	x	x
Alert	x	/	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	-	x
Arabesk Top	x	x	/	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Definite	-	x	x	/	-	x	-	-	-	x	-	x	x	-
Herculite XRV	-	x	x	-	/	x	-	-	-	x	-	x	x	-
Pertac II	x	x	x	x	x	/	x	x	x	-	x	-	x	x
Point 4	x	x	x	-	-	x	/	-	-	x	x	x	x	-
Prodigy Condensable	-	x	x	-	-	x	-	/	-	x	-	x	x	-
Solitaire2	x	x	x	-	-	x	-	-	/	x	x	x	x	-
Superlux	x	x	x	x	x	-	x	x	x	/	x	x	x	x
Sure Fil	-	x	x	-	-	x	x	-	x	x	/	-	x	-
Tetric Ceram	-	x	x	x	x	-	x	x	x	x	-	/	x	x
Z100	x	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	/	x
Filtek Z250	x	x	x	-	-	x	-	-	-	x	-	x	x	/

Tab. 6: Ergebnisse der Varianzanalyse der Prüfkörper nach Zahnbürstenabrasion

x = statistisch signifikanter Unterschied

- = kein statistisch signifikanter Unterschied, $p \leq 0,05$

	Admira	Alert	Arabesk Top	Definite	Herculite XRV	Pertac II	Point 4	Prodigy Condensable	Solitaire2	Superlux	Sure Fil	Tetric Ceram	Z100	Filtek Z250
Admira	/	x	x	-	x	x	x	x	x	x	x	x	-	x
Alert	x	/	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Arabesk Top	x	x	/	x	-	-	-	-	-	x	x	-	x	-
Definite	-	x	x	/	x	x	x	x	-	-	-	x	x	-
Herculite XRV	x	x	-	x	/	-	-	-	x	x	x	-	x	x
Pertac II	x	x	-	x	-	/	-	-	-	x	-	-	x	-
Point 4	x	x	-	x	-	-	/	x	-	x	-	-	x	-
Prodigy Condensable	x	x	-	x	-	-	x	/	x	x	x	-	x	x
Solitaire2	x	x	-	-	x	-	-	x	/	-	-	x	x	-
Superlux	x	x	x	-	x	x	x	x	-	/	x	x	x	-
Sure Fil	x	x	x	-	x	-	-	x	-	x	/	x	x	-
Tetric Ceram	x	x	-	x	-	-	-	-	x	x	x	/	x	x
Z100	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	/	x
Filtek Z250	x	x	-	-	x	-	-	x	-	-	-	x	x	/

Tab. 7: Ergebnisse der Varianzanalyse der mit SuperSnap polierten Prüfkörper mit denen nach Zahnbürstenabration; x = statistisch signifikanter Unterschied, $p \leq 0,05$

	oral b	Admira	Alert	Arabesk Top	Definite	Herculite XRV	Pertac II	Point 4	Prodigy Condensable	Solitaire2	Superlux	Sure Fil	Tetric Ceram	Z100	Filtek Z250
<i>super snap</i>															
Admira		x													
Alert			x												
Arabesk Top				x											
Definite					x										
Herculite XRV						x									
Pertac II							x								
Point 4								x							
Prodigy Condensable									x						
Solitaire2										x					
Superlux											x				
Sure Fil												x			
Tetric Ceram													x		
Z100														x	
Filtek Z250															x

10.1.3.2 Oberflächenrauigkeit nach Abrasion mit der ACTA-Methode

Tab. 8-9: Oberflächenrauigkeit nach Abrasion mit der 3-Medien-Abrasion (ACTA-Methode), Probenrätgerad mit jeweils nur einem Komposit bestückt, Antagonistenrad aus V₂A-Stahl ungehärtet (u) und gehärtet (g)

Tab. 8: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) des arithm. Mittenrauwertes R_a in μm

n = 10	x	s	s [%]
Alert u	1,07	0,36	33,6
Alert g	0,90	0,21	23,3
Estenia u	1,27	0,31	24,4
Estenia g	0,50	0,13	26,0
Superlux u	0,40	0,07	17,5
Superlux g	0,35	0,01	2,9
Tetric Ceram u	0,69	0,05	7,3
Tetric Ceram g	0,58	0,07	12,1

Tab. 9: Oberflächenrauigkeit nach der 3-Medien-Abrasion mit der ACTA-Methode: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse
x = statistisch signifikanter Unterschied
- = kein statistisch signifikanter Unterschied, $p \leq 0,05$

	Alert u	Alert g	Estenia u	Estenia g	Superlux u	Superlux g	Tetric Ceram u	Tetric Ceram g
Alert u	/	-	-	/	x	/	x	/
Alert g	-	/	/	x	/	x	/	x
Estenia u	-	/	/	x	x	/	x	/
Estenia g	/	x	x	/	/	x	/	-
Superlux u	x	/	x	/	/	x	x	/
Superlux g	/	x	/	x	x	/	/	x
Tetric Ceram u	x	/	x	/	x	/	/	x
Tetric Ceram g	/	x	/	-	/	x	x	/

10.1.4 3-Medien-Abrasion

10.1.4.1 Einfluss des Zwischenmediums auf die Abrasion

So weit nicht anders angegeben, beziehen sich die Ergebnisse auf eine Zyklenzahl von 200.000.

Tab. 10: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) der Abrasionsfläche des Komposites Superlux in mm² in Abhängigkeit von Zwischenmedium und Zyklenzahl (n = 10)

Zyklenzahl	0			5.000			10.000		
Medium	x	s	s [%]	x	s	s [%]	x	s	s [%]
Hirse für Futterzwecke	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0	0,00	0,00	0,0
RMS 110 000 15	0,00	0,00	0,00	0,05	0,01	22,2	0,09	0,02	23,5
RMS 110 00 00 22	0,00	0,00	0,00	0,03	0,01	28,1	0,05	0,02	37,8
RMS 100 74940	0,00	0,00	0,00	0,02	0,002	11,1	0,04	0,01	15,4
Colgate Sensation White	0,00	0,00	0,00	0,08	0,01	9,8	0,14	0,01	9,2
Al ₂ O ₃ -Pulver	0,00	0,00	0,00	0,13	0,01	9,3	0,27	0,02	6,3
Zyklenzahl	25.000			50.000			100.000		
Medium	x	s	s [%]	x	s	s [%]	x	S	s [%]
Hirse für Futterzwecke	0,02	0,003	15,7	0,07	0,01	10,4	0,12	0,01	8,3
RMS 110 000 15	0,19	0,04	20,3	0,35	0,05	14,0	0,68	0,06	9,4
RMS 110 00 00 22	0,06	0,01	17,7	0,09	0,02	17,4	0,14	0,02	14,1
RMS 100 74940	0,09	0,01	9,8	0,20	0,02	8,7	0,39	0,02	6,2
Colgate Sensation White	0,32	0,01	4,4	0,63	0,01	2,2	1,28	0,05	3,9
Al ₂ O ₃ -Pulver	0,79	0,04	5,4	1,53	0,05	3,5	1,83	0,03	1,6
Zyklenzahl	150.000			200.000					
Medium	x	s	s [%]	x	s	s [%]			
Hirse für Futterzwecke	0,19	0,01	7,5	0,25	0,02	6,3			
RMS 110 000 15	1,01	0,08	7,8	1,31	0,09	7,2			
RMS 110 00 00 22	0,21	0,03	15,1	0,26	0,04	16,7			
RMS 100 74940	0,59	0,03	5,0	0,79	0,05	6,5			
Colgate Sensation White	1,80	0,03	1,6	1,81	0,03	1,8			
Al ₂ O ₃ -Pulver	1,80	0,04	2,1	/	/	/			

Tab. 11 – 17: Untersuchungen zum Zwischenmedium: Vergleich der Zwischenmedien, die eine messbare Abrasion bewirkten, untereinander in Abhängigkeit von der Zyklenzahl

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

x = statistisch signifikanter Unterschied

- = nicht statistisch signifikanter Unterschied

$p \leq 0,05$

Tab.11: Untersuchung des Zwischenmediums: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse nach 5.000 Zyklen

	Hirse f. Futterzwecke	Al ₂ O ₃	RMS 110 000 15	RMS 110 00 00 22	RMS 100 74940	Colgate S. W.
Hirse f. Futterzwecke						
Al ₂ O ₃		/	x	x	x	x
RMS 110 000 15		x	/	x	x	x
RMS 110 00 00 22		x	x	/	x	x
RMS 100 74940		x	x	x	/	x
Colgate S.W.		x	x	x	x	/

Tab. 12: Untersuchung des Zwischenmediums: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse nach 10.000 Zyklen

	Hirse f. Futterzwecke	Al ₂ O ₃	RMS 110 000 15	RMS 110 00 00 22	RMS 100 74940	Colgate S. W.
Hirse f. Futterzwecke						
Al ₂ O ₃		/	x	x	x	x
RMS 110 000 15		x	/	x	x	x
RMS 110 00 00 22		x	x	/	-	x
RMS 100 74940		x	x	-	/	x
Colgate S.W.		x	x	x	x	/

Tab. 13: Untersuchung des Zwischenmediums: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse nach 25.000 Zyklen

	Hirse f. Futterzwecke	Al ₂ O ₃	RMS 110 000 15	RMS 110 00 00 22	RMS 100 74940	Colgate S. W.
Hirse f. Futterzwecke	/	x	x	x	x	x
Al ₂ O ₃	x	/	x	x	x	x
RMS 110 000 15	x	x	/	x	x	x
RMS 110 00 00 22	x	x	x	/	x	x
RMS 100 74940	x	x	x	x	/	x
Colgate S. W.	x	x	x	x	x	/

Tab. 14: Untersuchung des Zwischenmediums: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse nach 50.000 Zyklen

	Hirse f. Futterzwecke	Al ₂ O ₃	RMS 110 000 15	RMS 110 00 00 22	RMS 100 74940	Colgate S. W.
Hirse f. Futterzwecke	/	x	x	x	x	x
Al ₂ O ₃	x	/	x	x	x	x
RMS 110 000 15	x	x	/	x	x	x
RMS 110 00 00 22	x	x	x	/	x	x
RMS 100 74940	x	x	x	x	/	x
Colgate S. W.	x	x	x	x	x	/

Tab. 15: Untersuchung des Zwischenmediums:
Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse
nach 100.000 Zyklen

	Hirse f. Futterzwecke	Al ₂ O ₃	RMS 110 000 15	RMS 110 00 00 22	RMS 100 74940	Colgate S. W.
Hirse f. Futterzwecke	/	x	x	x	x	x
Al ₂ O ₃	x	/	x	x	x	x
RMS 110 000 15	x	x	/	x	x	x
RMS 110 00 00 22	x	x	x	/	x	x
RMS 100 74940	x	x	x	x	/	x
Colgate S. W.	x	x	x	x	x	/

Tab. 16: Untersuchung des Zwischenmediums:
Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse
nach 150.000 Zyklen

	Hirse f. Futterzwecke	Al ₂ O ₃	RMS 110 000 15	RMS 110 00 00 22	RMS 100 74940	Colgate S. W.
Hirse f. Futterzwecke	/	x	x	-	x	x
Al ₂ O ₃	x	/	x	x	x	-
RMS 110 000 15	x	x	/	x	x	x
RMS 110 00 00 22	-	x	x	/	x	x
RMS 100 74940	x	x	x	x	/	x
Colgate S. W.	x	-	x	x	x	/

Tab. 17: Untersuchung des Zwischenmediums:
Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse
nach 200.000 Zyklen

	Hirse f. Futterzwecke	Al ₂ O ₃	RMS 110 000 15	RMS 110 00 00 22	RMS 100 74940	Colgate S. W.
Hirse f. Futterzwecke	/		x	-	x	x
Al ₂ O ₃		/				
RMS 110 000 15	x		/	x	x	x
RMS 110 00 00 22	-		x	/	x	x
RMS 100 74940	x		x	x	/	x
Colgate S. W.	x		x	x	x	/

Tab. 18 – 23: Untersuchungen zum Zwischenmedium:

Vergleich der Abrasionsflächen am Komposit Superlux in Abhängigkeit von Zyklenzahl und Zwischenmedium

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

x = statistisch signifikanter Unterschied

- = kein statistisch signifikanter Unterschied

$p \leq 0,05$

Tab. 18: Untersuchungen zum
Zwischenmedium: Hirse für
Futterzwecke

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

	0	5.000	10.000	25.000	50.000	100.000	150.000	200.000
0								
5.000								
10.000				x				
25.000					x			
50.000						x		
100.000							x	
150.000								x
200.000								

Tab. 19: Untersuchungen zum
Zwischenmedium:
RMS 100 74940

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

	0	5.000	10.000	25.000	50.000	100.000	150.000	200.000
0		x						
5.000			x					
10.000				x				
25.000					x			
50.000						x		
100.000							x	
150.000								x
200.000								

Tab. 20: Untersuchungen zum
Zwischenmedium:
RMS 110 000 15

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

	0	5.000	10.000	25.000	50.000	100.000	150.000	200.000
0		x						
5.000			x					
10.000				x				
25.000					x			
50.000						x		
100.000							x	
150.000								x
200.000								

Tab. 21: Untersuchungen zum
Zwischenmedium:
Colgate Sensation White

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

	0	5.000	10.000	25.000	50.000	100.000	150.000	200.000
0		x						
5.000			x					
10.000				x				
25.000					x			
50.000						x		
100.000							x	
150.000								-
200.000								

Tab. 22: Untersuchungen zum
Zwischenmedium:
RMS 110 00 00 22
Ergebnisse der einfaktoriellen Varianz-
analyse

	0	5.000	10.000	25.000	50.000	100.000	150.000	200.000
0		x						
5.000			-					
10.000				x				
25.000					x			
50.000						x		
100.000							x	
150.000								x
200.000								

Tab 23: Untersuchungen zum
Zwischenmedium:
Aluminiumoxid-Pulver
Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

	0	5.000	10.000	25.000	50.000	100.000	150.000	200.000
0		x						
5.000			-					
10.000				x				
25.000					x			
50.000						x		
100.000							x	
150.000								x
200.000								

10.1.4.2 Einfluss der Räderbestückung auf die Abrasion

Komposite ohne Referenzwerkstoff auf dem Probenrad

Tab. 24: Mittelwerte (x) und Standardabweichung (s) der Abrasionsflächen von versch. Kompositen ohne Amalgam

n= 24	x	s	s [%]
Admira	1,91	0,16	8,3
Arabesk Top	1,89	0,11	6,0
Solitaire2	1,64	0,13	7,7
Superlux	1,66	0,07	4,1
Tetric Ceram	1,89	0,15	8,0
Z100	1,29	0,09	6,7

Tab. 25: 3-Medien-Abrasion:
versch. Komposite, ohne Amalgam
Ergebnisse der einfaktoriellen
Varianzanalyse
x = statist. signif. Unterschied
- = nicht statist. signifikanter Unterschied
 $p \leq 0,05$

	Admira	Arabesk Top	Solitaire2	Superlux	Tetric Ceram	Z100
Admira	/	-	x	x	-	x
Arabesk Top	-	/	x	x	-	x
Solitaire2	x	x	/	-	x	x
Superlux	x	x	-	/	x	x
Tetric Ceram	-	-	x	x	/	x
Z100	x	x	x	x	x	/

Komposite, Amalgam und humane Zahnhartsubstanz auf dem Probenrad

Tab. 26: Mittelwert (x) und Standardabweichung (s) der Abrasionsflächen verschiedener Komposite mit Amalgam als Vergleichswerkstoff und humaner Zahnhartsubstanz

n = 10	x	s	s [%]
Admira	1,02	0,207	20,3
Alert	0,88	0,195	22,2
Arabesk Top	0,99	0,291	29,4
Definite	0,75	0,187	25,0
Herculite XRV	1,14	0,347	30,4
Pertac II	1,26	0,271	21,5
Point 4	0,92	0,237	25,8
Prodigy Condensable	1,24	0,239	19,3
Solitaire2	0,53	0,073	13,8
Superlux	0,66	0,080	12,1
Sure Fil	0,78	0,225	28,8
Tetric Ceram	1,19	0,259	21,8
Z100	0,83	0,229	27,6
Filtek Z250	1,02	0,261	25,6
Amalgam	1,29	0,372	28,8
Humanschmelz	0,64	0,202	31,6
Humandentin	1,51	0,421	27,9

Tab. 27: 3-Medien-Abrasion: versch. Komposite mit Amalgam als Vergleichswerkstoff sowie humaner Zahnhartsubstanz

x = statistisch signifikanter Unterschied

- = kein statistisch signifikanter Unterschied bei $p \leq 0,05$

	Admira	Alert	Arabesk Top	Definite	Herculite XRV	Pertac II	Point 4	Prodigy Condensable	Solitaire2	Superlux	Sure Fil	Tetric Ceram	Z100	Filtek Z250	Amalgam	Humanschmelz	Humandentin
Admira	/	x	-	x	-	x	-	x	x	x	x	-	x	-	x	x	x
Alert	x	/	-	-	x	x	-	x	x	x	-	x	-	-	x	-	x
Arabesk Top	-	-	/	x	-	x	-	x	x	x	x	-	-	-	x	-	x
Definite	x	-	x	/	x	x	x	x	x	-	-	x	-	x	x	-	x
Herculite XRV	-	x	-	x	/	-	x	-	x	x	x	-	x	-	-	x	x
Pertac II	x	x	x	x	-	/	x	-	x	x	x	-	x	x	-	x	-
Point 4	-	-	-	x	x	x	/	x	x	x	-	x	-	-	x	-	x
Prodigy Condensable	x	x	x	x	-	-	x	/	x	x	x	-	x	x	-	x	x
Solitaire2	x	x	x	x	x	x	x	x	/	x	x	x	x	x	x	-	x
Superlux	x	x	x	-	x	x	x	x	x	/	x	x	x	x	x	-	x
Sure Fil	x	-	x	-	x	x	-	x	x	x	/	x	-	x	x	-	x
Tetric Ceram	-	x	-	x	-	-	x	-	x	x	x	/	x	-	-	x	-
Z100	x	-	-	-	x	x	-	x	x	x	-	x	/	-	x	-	x
Filtek Z250	-	-	-	x	-	x	-	x	x	x	x	-	-	/	x	x	x
Amalgam	x	x	x	x	-	-	x	-	x	x	x	-	x	x	/	x	-
Humanschmelz	x	-	-	-	x	x	-	x	-	-	-	x	-	x	x	/	x
Humandentin	x	x	x	x	x	-	x	x	x	x	x	-	x	x	-	x	/

Jeweils ein Komposit pro Probenrad

Tab. 28: Mittelwert (x) und Standardabweichung (s) der Abrasionsfläche eines Komposites bzw. des Vergleichswerkstoffs Amalgam nach 200.000 Zyklen in Abhängigkeit vom Material des Antagonistenrades (n = 24)

Antagonistenrad	x	s	s [%]
V ₂ A-Stahl ungehärtet			
Alert	0,834	0,043	5,2
Estenia	0,947	0,094	9,9
Superlux	1,716	0,040	2,3
Tetric Ceram	2,270	0,028	1,2
Amalgam	1,221	0,141	11,5
Antagonistenrad	x	s	s [%]
V ₂ A-Stahl gehärtet			
Alert	1,210	0,093	7,7
Estenia	0,680	0,156	22,9
Superlux	0,694	0,029	4,2
Tetric Ceram	1,439	0,162	11,3
Amalgam	1,185	0,231	19,5

Tabelle 29:

3-Medien-Abrasion: Ein Werkstoff pro Rad -
V₂A-Stahl ungehärtet als Material für das
Antagonistenrad

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

x = statistisch signifikanter Unterschied

- = kein statistisch signifikanter Unterschied

$p \leq 0,05$

	Alert	Estenia	Superlux	Tetric Ceram	Amalgam
Alert	/	x	x	x	x
Estenia	x	/	x	x	x
Superlux	x	x	/	x	x
Tetric Ceram	x	x	x	/	x
Amalgam	x	x	x	x	/

Tabelle 30:

3-Medien-Abrasion: Ein Werkstoff pro Rad -
V₂A-Stahl gehärtet als Material für das
Antagonistenrad

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

x = statistisch signifikanter Unterschied

- = kein statistisch signifikanter Unterschied

$p \leq 0,05$

	Alert	Estenia	Superlux	Tetric Ceram	Amalgam
Alert	/	x	x	x	-
Estenia	x	/	-	x	x
Superlux	x	-	/	x	x
Tetric Ceram	x	x	x	/	x
Amalgam	-	x	x	x	/

Tabelle 31:

3-Medien-Abrasion: Ein Werkstoff pro Rad -
Vergleich der Abrasion der untersuchten
Werkstoffe bei Verwendung von je
einem Antagonistenrad aus V₂A-Stahl ungehärtet und
gehärtet

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

x = statistisch signifikanter Unterschied

- = kein statistisch signifikanter Unterschied

$p \leq 0,05$

Antagonistenrad	Antagonistenrad V ₂ A-Stahl gehärtet	Alert	Estenia	Superlux	Tetric Ceram	Amalgam
V ₂ A-Stahl ungehärtet						
Alert		x				
Estenia			x			
Superlux				x		
Tetric Ceram					x	
Amalgam						-

Komposite mit Amalgam sowie humaner und boviner Zahnhartsubstanz auf dem Probenrad

Tabelle 32: Mittelwert (x) und Standardabweichung (s) der Abrasionsflächen von Kompositen, Amalgam sowie humaner und boviner Zahnhartsubstanz (n = 10)

	x	s	s [%]
Admira	0,65	0,03	5,1
Arabesk Top	0,65	0,01	1,1
Definite	0,45	0,06	14,1
Estenia	0,49	0,03	6,8
Herculite XRV	0,57	0,05	8,4
Point 4	0,40	0,07	17,5
Solitaire 2	0,41	0,03	7,4
Superlux	0,41	0,05	10,9
Tetric Ceram	0,57	0,04	7,6
Amalgam	0,64	0,07	11,1
Humanschmelz	0,44	0,06	13,3
Rinderschmelz	0,21	0,02	9,8

Tabelle 33: 3-Medien-Abrasion: Komposite mit Amalgam sowie humaner und boviner Zahnhartsubstanz auf dem Probenträgerrad: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse:

x = statistisch signifikanter Unterschied, - = kein statistisch signifikanter Unterschied
 $p \leq 0,05$

	Estenia	Solitaire2	Amalgam	Point 4	boviner Schmelz	Superlux	Arabesk Top	Human-schmelz	Herculite XRV	Admira	Definite	Tetric Ceram
Estenia	/	x	x	-	x	-	x	-	-	x	-	-
Solitaire2	x	/	x	-	x	-	x	-	x	x	-	x
Amalgam	x	x	/	x	x	x	-	x	-	-	x	-
Point 4	-	-	x	/	x	-	x	-	x	x	-	x
Rinderschmelz	x	x	x	x	/	x	x	x	x	x	x	x
Superlux	-	-	x	-	x	/	x	-	x	x	-	x
Arabesk Top	x	x	-	x	x	x	/	x	x	-	x	x
Humanschmelz	-	-	x	-	x	-	x	/	x	x	-	x
Herculite XRV	-	x	-	x	x	x	x	x	/	-	-	-
Admira	x	x	-	x	x	x	-	x	-	/	x	-
Definite	-	-	x	-	x	-	x	-	-	x	/	-
Tetric Ceram	-	x	-	x	x	x	x	x	-	-	-	/

Komposite mit AlMg-Legierung als Vergleichswerkstoff auf dem Probenrad

Tabelle 34: 3-Medien-Abrasion:
Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (s) der
Abrasionflächen [mm^2] von Kompositen und einer
AlMg-Legierung als Vergleichswerkstoff ($n = 9$)

	\bar{x}	s	s [%]
Admira	1,22	0,16	13,4
Alert	0,67	0,07	10,0
Arabesk Top	1,73	0,29	16,6
Estenia	0,75	0,18	23,9
Solitaire2	0,75	0,12	15,9
Superlux	0,94	0,14	14,5
Tetric Ceram	1,21	0,22	18,4
Z100	0,55	0,13	23,6
AlMg-Legierung	0,71	0,06	8,8

Tabelle 35: 3-Medien-Abrasion
Vergleich der Abrasionsflächen von Kompositen und
einer AlMg-Legierung als Vergleichswerkstoff:
Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse
 x = statistisch signifikanter Unterschied
- = kein statistisch signifikanter Unterschied
 $p \leq 0,05$

	Admira	Alert	Arabesk Top	Estenia	Solitaire2	Superlux	Tetric Ceram	Z100	AlMg-Legierung
Admira	/	x	x	x	x	x	-	x	x
Alert	x	/	x	-	-	x	x	-	-
Arabesk Top	x	x	/	x	x	x	x	x	x
Estenia	x	-	x	/	-	x	x	x	-
Solitaire2	x	-	x	-	/	x	x	x	-
Superlux	x	x	x	x	x	/	x	x	x
Tetric Ceram	-	x	x	x	x	x	/	x	x
Z100	x	-	x	x	x	x	x	/	x
AlMg-Legierung	x	-	x	-	-	x	x	x	/

10.1.4.3 Einfluss des Antagonistenrades auf die Abrasion sowie Veränderungen am Antagonistenrad

Titan als Material für das Antagonistenrad

Tab. 36: 3-Medien-Abrasion:

Titan als Material für das Antagonistenrad:

Mittelwert (x) und Standardabweichung (s) der Abrasionsflächen [mm²] von Kompositen nach 50.000 Zyklen (n = 9)

	x	s	s [%]
Arabesk Top	1,25	0,09	7,1
Solitaire2	0,96	0,07	7,5
Tetric Ceram	1,44	0,09	6,0
Z100	0,84	0,060	7,2

Tab. 37: 3-Medien-Abrasion:

Titan als Material für das Antagonistenrad:

Mittelwert (x) und Standardabweichung (s) der Abrasionsflächen [mm²] von Kompositen nach 100.000 Zyklen (n = 9)

	x	s	s [%]
Arabesk Top	1,82	0,06	3,0
Solitaire2	1,82	0,05	2,9
Tetric Ceram	1,83	0,04	2,2
Z100	1,81	0,06	3,1

Tab. 38: 3-Medien-Abrasion:

Titan als Material für das Antagonistenrad:

Mittelwert (x) und Standardabweichung (s) der Abrasionsflächen [mm²] von Kompositen nach 150.000 Zyklen (n = 9)

	x	s	s [%]
Arabesk Top	1,88	0,14	7,6
Solitaïr 2	1,83	0,06	3,0
Tetric Ceram	1,84	0,06	3,2
Z100	1,84	0,03	1,9

Tab. 39-42: 3-Medien-Abrasion: Titan als Material für das Antagonistenrad

Vergleich der Abrasion eines Komposites in Abhängigkeit von der Zyklenzahl

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

x = statistisch signifikanter Unterschied, - = kein statistisch signifikanter Unterschied, p ≤ 0,05

Tab. 39: Komposit Arabesk Top

Zyklenzahl	50.000	100.000	150.000
50.000	/	x	
100.000		/	-
150.000			/

Tab. 40: Komposit Solitaire2

Zyklenzahl	50.000	100.000	150.000
50.000	/	x	
100.000		/	-
150.000			/

Tab. 41: Komposit Tetric Ceram

Zyklenzahl	50.000	100.000	150.000
50.000	/	x	
100.000		/	-
150.000			/

Tab. 42: Komposit Z100

Zyklenzahl	50.000	100.000	150.000
50.000	/	x	
100.000		/	-
150.000			/

Tab. 43-45: 3-Medien-Abrasion: Titan als Material für das Antagonistenrad:

Vergleich der Abrasionsflächen von Kompositen untereinander in Abhängigkeit von der Zyklenzahl

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse

x = statistisch signifikanter Unterschied, - = kein statistisch signifikanter Unterschied

$p \leq 0.05$

Tab. 43: 50.000 Zyklen

	Arabesk Top	Solitaire2	Tetric Ceram	Z100
Arabesk Top	/	x	x	x
Solitaire2	x	/	x	x
Tetric Ceram	x	x	/	x
Z100	x	x	x	/

Tab. 44: 100.000 Zyklen

	Arabesk Top	Solitaire2	Tetric Ceram	Z 100
Arabesk Top	/	-	-	-
Solitaire 2	-	/	-	-
Tetric Ceram	-	-	/	-
Z 100	-	-	-	/

Tab. 45: 150.000 Zyklen

	Arabesk Top	Solitaire2	Tetric Ceram	Z100
Arabesk Top	/	-	-	-
Solitaire2	-	/	-	-
Tetric Ceram	-	-	/	-
Z100	-	-	-	/

Veränderungen am Antagonistenrad (V₂A-Stahl ungehärtet und gehärtet) Kerbtiefe und Kerbenfläche

Tab. 46-51: 3-Medien-Abrasion:

Mittelwerte (x) und Standardabweichung (s) von Kerbtiefe [mm] /
(n = 12) und Kerbenfläche [mm²] / (n = 12) von Antagonistenrädern aus
unterschiedlichen Materialien in Abhängigkeit von der Zyklenzahl

Tab. 46: Veränderungen der Kerbtiefe [mm] des Antagonistenrades
aus V₂A-Stahl gehärtet

Zyklenzahl	0	200.000	400.000	600.000	800.000
Mittelwert x	0,55	0,48	0,46	0,43	0,41
Standardabweichung s	0,08	0,08	0,09	0,09	0,09
Standardabweichung [%]	15,2	17,3	18,7	20,8	22,1
Mittelwert [%]	100,0	87,1	83,3	77,7	73,9
Differenz [%] zur vorhergehenden Zyklenzahl		12,9	3,8	5,6	3,8

Tab. 47: Veränderungen der Kerbtiefe [mm] des Antagonistenrades
aus V₂A-Stahl ungehärtet

Zyklenzahl	0	200.000	400.000	600.000	800.000	1.000.000
Mittelwert x	wurde	0,39	0,33	0,22	0,20	0,16
Standardabweichung s	nicht	0,05	0,06	0,06	0,05	0,06
Standardabweichung [%]	ge-	14,0	18,2	27,2	27,7	40,1
Mittelwert [%]	messen	100,0	84,0	56,1	50,4	40,6
Differenz [%] zur vorhergehenden Zyklenzahl			16,0	27,9	5,7	9,8

Tab. 48: Veränderungen der Kerbtiefe [mm] des Antagonistenrades aus V₂A-Stahl
gehärtet mit einem Prüfkörper aus AlMg-Legierung auf dem Probenrad

Zyklenzahl	0	200.000	400.000	600.000
Mittelwert x	0,52	0,48	0,32	0,26
Standardabweichung s	0,04	0,04	0,04	0,04
Standardabweichung [%]	8,3	7,5	12,4	14,0
Mittelwert [%]	100,0	92,9	61,9	49,6
Differenz [%] zur vorhergehenden Zyklenzahl		7,1	31,0	12,3

Tab. 49: Veränderungen der Kerbenfläche [mm²] des
Antagonistenrades aus V₂A-Stahl gehärtet

Zyklenzahl	0	200.000	400.000	600.000	800.000
Mittelwert x	0,52	0,45	0,39	0,30	0,26
Standardabweichung s	0,15	0,15	0,14	0,10	0,12
Standardabweichung [%]	28,4	34,4	36,7	33,3	44,6
Mittelwert [%]	100,0	85,9	74,7	57,3	50,2
Differenz [%] zur vorhergehenden Zyklenzahl		14,1	11,2	17,4	7,1

Tab. 50: Veränderungen der Kerbenfläche [mm²] des Antagonistenrades
aus V₂A –Stahl ungehärtet

Zyklenzahl	0	200.000	400.000	600.000	800.000	1.000.000
Mittelwert x	wurde	0,284	0,252	0,191	0,167	0,147
Standardabweichung s	nicht	0,056	0,059	0,056	0,032	0,071
Standardabweichung [%]	ge-	19,7	23,4	29,3	19,2	48,3
Mittelwert in Prozent	messen	100,0	88,7	67,3	58,8	51,8
Differenz [%] zur vorhergehenden Zyklenzahl			11,3	21,4	8,5	7,0

Tab. 51: Veränderungen der Kerbenfläche [mm²] des Antagonistenrades aus V₂A-Stahl gehärtet mit einem Prüfkörper aus AlMg-Legierung auf dem Probenrad

Zyklenzahl	0	200.000	400.000	600.000
Mittelwert x	0,420	0,408	0,219	0,152
Standardabweichung s	0,078	0,102	0,052	0,034
Standardabweichung [%]	18,6	25,0	23,7	22,4
Mittelwert [%]	100,0	97,1	52,1	36,2
Differenz [%] zur vorhergehenden Zyklenzahl		2,9	45,0	15,9

Tab. 52-57: 3-Medien-Abrasion:

Veränderungen von Kerbtiefe und Kerbenfläche des Antagonistenrades in Abhängigkeit von der Zyklenzahl:

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse: $p \leq 0,05$

x = statistisch signifikanter Unterschied, - = kein statistisch signifikanter Unterschied

Tab. 52: Kerbtiefe [mm]:

Antagonistenrad aus V₂A-Stahl ungehärtet

	0	200.000	400.000	600.000	800.000
0	/	x	x	x	x
200.000	x	/	-	-	-
400.000	x	-	/	-	-
600.000	x	-	-	/	-
800.000	x	-	-	-	/

Tab. 55: Kerbenfläche [mm²]:

Antagonistenrad aus V₂A-Stahl ungehärtet

	0	200.000	400.000	600.000	800.000
0	/	-	x	x	x
200.000	-	/	-	x	x
400.000	x	-	/	-	x
600.000	x	x	-	/	-
800.000	x	x	x	-	/

Tab. 53: Kerbtiefe [mm]:

Antagonistenrad aus V₂A-Stahl ungehärtet

	0	200.000	400.000	600.000	800.000	1.000.000
0	/					
200.000		/	x	x	x	x
400.000		x	/	x	x	x
600.000		x	x	/	-	x
800.000		x	x	-	/	-
1.000.000		x	x	x	-	/

Tab. 56: Kerbenfläche [mm²]:

Antagonistenrad aus V₂A-Stahl ungehärtet

	0	200.000	400.000	600.000	800.000	1.000.000
0	/					
200.000		/	-	x	x	x
400.000		-	/	x	x	x
600.000		x	x	/	-	-
800.000		x	x	-	/	-
1.000.000		x	x	-	-	/

Tab. 54: Kerbtiefe [mm]:

Antagonistenrad aus V₂A-Stahl gehärtet mit einem Prüfkörper aus AlMg-Legierung auf dem Probenrad

	0	200.000	400.000	600.000
0	/	x	x	x
200.000	x	/	x	x
400.000	x	x	/	x
600.000	x	x	x	/

Tab. 57: Kerbenfläche [mm²]: Antagonistenrad aus V₂A-Stahl gehärtet mit einem Prüfkörper aus AlMg-Legierung auf dem Probenrad

	0	200.000	400.000	600.000
0	/	-	x	x
200.000	-	/	x	x
400.000	x	x	/	x
600.000	x	x	x	/

10.2 Lebenslauf

Gnauck, Maja

geb. am 15. Mai 1977 in Karl-Marx-Stadt

09/1983 – 08/1984	„Nikolaus-Kopernikus-Schule“, Chemnitz
09/1984 – 08/1985	„Hans-Sager-Schule“, Chemnitz
09/1985 – 07/1992	„Kalinin-Sprachschule“, Chemnitz
08/1992 – 17.06.1995	„Werner-Heisenberg-Gymnasium“, Chemnitz, Erhalt der Allgemeinen Hochschulreife
08/1995 – 08/1998	Lehre als Zahntechnikerin
08/1995 – 07/1996	Dentallabor Witte, Niederwürschnitz
08/1996 – 08/1998	Dentallabor Duo Dental, Falkenstein i.V.
10/1998 – 01/2004	Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
04/2000 – 12/2003	Stipendiatin der Begabtenförderung der Friedrich-Naumann-Stiftung
01/2004	Abschluss des Staatsexamens und Erhalt des Absolventenpreises 2004
02/2004	Erhalt der Approbation als Zahnärztin
seit 15.03.2004	Tätigkeit als Assistenz Zahnärztin an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Friedrich-Schiller-Universität Jena

Jena, den 24.03.2005

10.3 Danksagung

An dieser Stelle sei mir erlaubt, Herrn Univ.-Prof. em. Dr. D. Welker für die freundliche Überlassung des Themas, alle gewährte Unterstützung und das große Interesse am Gelingen der Arbeit zu danken.

Besonderer Dank gilt Frau Dr. A. Rzanny, Mitarbeiterin des Bereiches Werkstoffkunde/Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der FSU Jena, für Anleitung, Beratung und Hilfe in allen methodischen und werkstoffkundlichen Fragen.

Ebenso möchte ich Herrn M. Facht und Herrn Dr. R. Göbel, Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde/Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der FSU Jena, meinen Dank aussprechen.

Frau Kaiser danke ich für die Hilfe bei den Untersuchungen am Raster-elektronenmikroskop.

Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Familie, vor allem meinen Eltern, die mir durch ihre stete Unterstützung und Motivation diese Arbeit überhaupt erst ermöglicht haben.

Jena, den 24.03.2005

10.4 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Herr Univ.-Prof. em. Dr. D. Welker sowie die in der Danksagung genannten Personen,






















die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und das Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 24.03.2005

Unterschrift des Verfassers

	AD - Admira
	AL - Alert
	AT - Arabesk Top
	DE - Definite
	ES - Estenia
	HE - Herculite XRV
	PII - Pertac II
	P4 - Point 4
	PC - Prodigy Condensable
	S2 - Solitaire 2
	SU - Superlux
	SF - SureFil
	TC - Tetric Ceram
	Z1 - Z 100
	Z2 - Filtek Z 250
	AM - Amalgam
	AG - AlMg-Legierung
	HS - humaner Schmelz
	HD - humanes Dentin
	RS - boviner Schmelz
	RD - bovines Dentin